

PATENT ABSTRACTS OF JAPAN

(11)Publication number : 11-178802

(43)Date of publication of application : 06.07.1999

(51)Int.Cl.

A61B 5/0245

(21)Application number : 09-355894

(71)Applicant : SEIKO EPSON CORP

(22)Date of filing : 24.12.1997

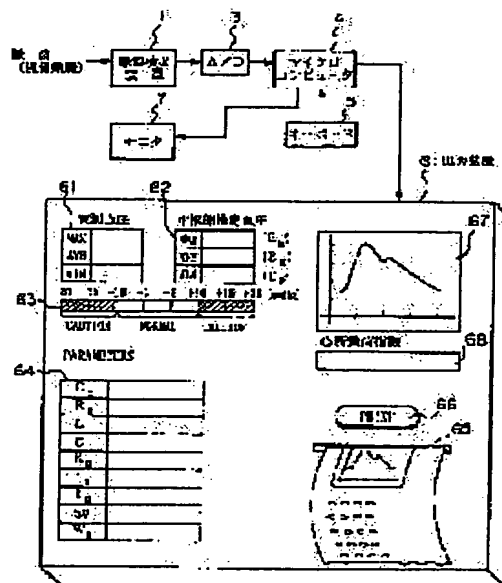
(72)Inventor : AMANO KAZUHIKO
UEBABA KAZUO
ISHIYAMA HITOSHI

(54) DEVICE AND METHOD FOR MEASURING BIOLOGICAL CONDITION

(57)Abstract:

PROBLEM TO BE SOLVED: To accurately estimate central blood pressure by use of simple constitution and calculate a more accurate myocardial load index WP which corresponds to the actual myocardial load.

SOLUTION: A microcomputer 4 can accurately estimate central blood pressure while simplifying its constitution, since it calculates an estimate of aortal origin blood pressure on the basis of a circulation kinetic parameter obtained by analyzing a pulse waveform output from a pulse wave detection device 1. The microcomputer 4 detects the pulse rate of a living body and calculates a myocardial load index on the basis of the estimate of the aortal origin blood pressure and the detected pulse rate, and can therefore calculate an optimum myocardial load index under a wider range conditions than it can when calculating the aortal load index by use of peripheral blood pressure.



LEGAL STATUS

[Date of request for examination]

25.07.2003

[Date of sending the examiner's decision of rejection]

[Kind of final disposal of application other than the examiner's decision of rejection or application converted registration]

[Date of final disposal for application]

[Patent number]

[Date of registration]

[Number of appeal against examiner's decision of rejection]

[Date of requesting appeal against examiner's decision of rejection]

[Date of extinction of right]

BEST AVAILABLE COPY

(19) 日本国特許庁 (J P)

(12) 公開特許公報 (A)

(11) 特許出願公開番号

特開平11-178802

(43) 公開日 平成11年(1999) 7月6日

(51) Int.Cl.⁶

A 6 1 B 5/0245

識別記号

F I

A 6 1 B 5/02

3 1 0 P

審査請求 未請求 請求項の数24 O L (全 32 頁)

(21) 出願番号 特願平9-355894

(22) 出願日 平成9年(1997)12月24日

(71) 出願人 000002369

セイコーエプソン株式会社

東京都新宿区西新宿2丁目4番1号

(72) 発明者 天野 和彦

長野県諏訪市大和3丁目3番5号 セイコーエプソン株式会社内

(72) 発明者 上馬場 和夫

神奈川県横浜市青葉区荏田北3-19-3

(72) 発明者 石山 仁

茨城県取手市取手3-3-18

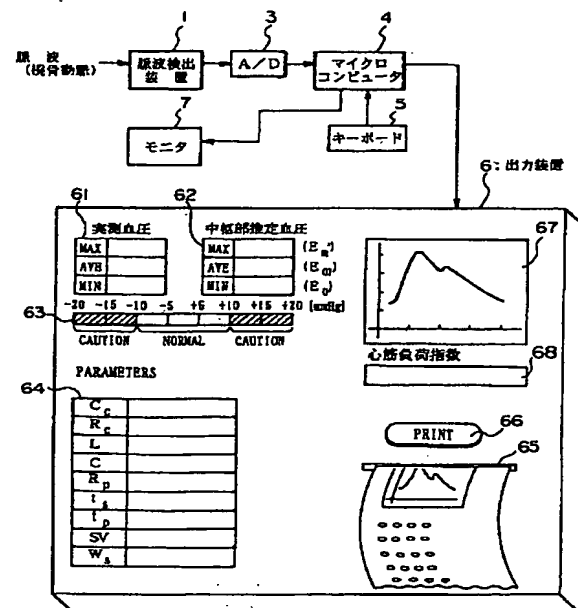
(74) 代理人 弁理士 川▲崎▼ 研二 (外1名)

(54) 【発明の名称】 生体状態測定装置及び生体状態測定方法

(57) 【要約】

【課題】 簡易な構成で中枢部血圧を正確に推定する。実際の心筋負荷に対応するより正確な心筋負荷指数WPを算出する。

【解決手段】 マイクロコンピュータ4は、脈波検出装置1により出力された脈波波形を解析することにより得られた循環動態パラメータに基づいて大動脈起始部血圧の推定値を算出するので、構成を簡略化して中枢部血圧を正確に推定できる。また、マイクロコンピュータ4は、生体の心拍数を検出し、大動脈起始部血圧の推定値及び検出した心拍数に基づいて心筋負荷指数を算出するので、末梢部血圧を用いて心筋負荷指数を算出する場合と比較して、より広範な条件下で、最適な心筋負荷指数を算出することが可能となる。



【特許請求の範囲】

【請求項1】 生体の末梢部の脈波波形に基づいて概略駆出期間を含む前記生体の状態を測定する測定手段と、前記生体の状態をもとに、前記生体の中枢部から末梢部に至る動脈系の循環動態を表わす循環動態パラメータとして、大動脈の粘弾性を含む循環動態パラメータを算出する解析手段と、

前記循環動態パラメータに基づいて前記生体の大動脈起始部血圧の推定値を算出する大動脈血圧算出手段と、を備え、

前記解析手段は、前記循環動態パラメータを算出するに際し、前記概略駆出期間を初期値として算出した左心室加圧時間を用いることを特徴とする生体状態測定装置。

【請求項2】 生体の末梢部血圧あるいは前記生体の末梢部の脈波波形に基づいて、前記生体の大動脈起始部血圧の推定値を算出する大動脈血圧算出手段と、前記生体の心拍数を検出する心拍数検出手段と、前記大動脈起始部血圧の推定値及び前記検出した心拍数に基づいて心筋負荷指数を算出する心筋負荷指数算出手段と、を備えたことを特徴とする生体状態測定装置。

【請求項3】 生体の末梢部の脈波波形から所定の伝達関数に基づいて前記生体の大動脈起始部血圧の推定値を算出する大動脈血圧算出手段と、

前記生体の心拍数を検出する心拍数検出手段と、前記大動脈起始部血圧の推定値及び前記検出した心拍数に基づいて心筋負荷指数を算出する心筋負荷指数算出手段と、を備えたことを特徴とする生体状態測定装置。

【請求項4】 請求項1記載の生体状態測定装置において、前記生体の心拍数を検出する心拍数検出手段と、前記大動脈起始部血圧の推定値及び前記検出した心拍数に基づいて心筋負荷指数を算出する心筋負荷指数算出手段と、を備えたことを特徴とする生体状態測定装置。

【請求項5】 請求項1記載の生体状態測定装置において、前記脈波波形に基づいて前記生体の心拍数を検出する心拍数検出手段と、前記大動脈起始部血圧の推定値及び前記検出した心拍数に基づいて心筋負荷指数を算出する心筋負荷指数算出手段と、を備えたことを特徴とする生体状態測定装置。

【請求項6】 生体の末梢部の脈波波形に基づいて前記生体の状態を測定する測定手段と、前記生体の状態をもとに、前記生体の中枢部から末梢部に至る動脈系の循環動態を表わす循環動態パラメータとして、大動脈の粘弾性を含む循環動態パラメータを算出する解析手段と前記循環動態パラメータに基づいて前記

生体の大動脈起始部血圧の推定値を算出する大動脈血圧算出手段と、

前記生体の心拍数を検出する心拍数検出手段と、前記大動脈起始部血圧の推定値及び前記検出した心拍数に基づいて心筋負荷指数を算出する心筋負荷指数算出手段と、

を備えたことを特徴とする生体状態測定装置。

【請求項7】 請求項1、請求項4ないし請求項6のいずれかに記載の生体状態測定装置において、

10 前記循環動態パラメータは、前記中枢部での血液粘性による血管抵抗、血液の慣性、前記末梢部での血管抵抗、前記末梢部での血管の粘弾性を含む、ことを特徴とする生体状態測定装置。

【請求項8】 請求項1、請求項4ないし請求項7のいずれかに記載の生体状態測定装置において、

前記大動脈血圧算出手段は、大動脈弁に対応するダイオードと、前記中枢部での血液粘性による血管抵抗に対応する第1の抵抗と、血液の慣性に対応するインダクタンスと、前記大動脈の粘弾性に対応する第1の静電容量と、前記末梢部での血管抵抗に対応する第2の抵抗と、前記末梢部での血管の粘弾性に対応する第2の静電容量を有するモデルであって、一対の入力端子間に前記ダイオードと前記第1の静電容量の直列回路が接続され、一対の出力端子間に前記第2の静電容量及び前記第2の抵抗からなる並列回路が挿入され、前記第1の静電容量の両端子間と前記出力端子との間に前記第1の抵抗及び前記インダクタンスからなる直列回路が挿入されてなる五要素集中定数モデルにより前記動脈系の循環動態をモデル化して、前記循環動態パラメータを決定するとともに、前記第1の静電容量の両端子間の電圧波形を前記大動脈圧波形とする、ことを特徴とする生体状態測定装置。

【請求項9】 請求項1、請求項4ないし請求項8のいずれかに記載の生体状態測定装置において、前記生体の状態は前記動脈系の末梢部における脈波であり、

前記血圧算出手段は、前記生体の左心室圧に対応する電気信号が前記入力端子間に与えられたときに、前記脈波の波形に対応する電気信号が前記出力端子から得られるように、前記五要素集中定数モデルを構成する各素子の値を決定することを特徴とする生体状態測定装置。

【請求項10】 請求項1、請求項4ないし請求項8のいずれかに記載の生体状態測定装置において、前記生体の状態は前記動脈系の末梢部における脈波であり、

前記脈波の波形から該脈波のひずみを算出するひずみ算出手段を有し、

前記血圧算出手段は、前記循環動態パラメータと前記脈波のひずみとの相関関係に基づいて前記循環動態パラメータを決定することを特徴とする生体状態測定装置。

【請求項11】 請求項1、請求項4ないし請求項10のいずれかに記載の生体状態測定装置において、前記生体の1回拍出量を検出する1回拍出量検出手段を有し、前記血圧算出手段は、前記大動脈圧波形から得られる1回拍出量の計算値と、前記1回拍出量測定手段で測定された1回拍出量の実測値とが一致するように、前記循環動態パラメータの値を調整することを特徴とする生体状態測定装置。

【請求項12】 請求項1、請求項4ないし請求項11のいずれかに記載の生体状態測定装置において、前記大動脈圧波形に基づいて前記生体の心臓の仕事量を算出する仕事量算出手段を有することを特徴とする生体状態測定装置。

【請求項13】 請求項1、請求項4ないし請求項12のいずれかに記載の生体状態測定装置において、前記検出した心拍数の安静時の心拍数である基準心拍数に対する変動率が予め設定した基準心拍数変動率を超えたか否かを判別する判別手段を有し、前記心筋負荷指数算出手段は、前記判別に基づいて前記変動率が前記基準心拍数変動率以上の場合に、前記大動脈起始部血圧及び前記検出した心拍数に基づいて心筋負荷指数を算出することを特徴とする生体状態測定装置。

【請求項14】 請求項13記載の生体状態測定装置において、前記生体の末梢部血圧を非観血的に検出する末梢部血圧検出手段と、前記心筋負荷指数算出手段は、前記判別に基づいて前記変動率が前記基準心拍数変動率未満の場合に前記末梢部血圧及び前記検出した心拍数に基づいて心筋負荷指数を算出することを特徴とする生体状態測定装置。

【請求項15】 請求項1、請求項4ないし請求項12のいずれかに記載の生体状態測定装置において、前記心筋負荷指数算出手段は、前記算出した循環動態パラメータの所定のタイミングにおける前記循環動態パラメータである基準循環動態パラメータに対する変動率が予め設定したパラメータ基準変動率以上の場合に、前記大動脈起始部血圧及び前記検出した心拍数に基づいて心筋負荷指数を算出することを特徴とする生体状態測定装置。

【請求項16】 請求項15記載の生体状態測定装置において、前記生体の末梢部血圧を非観血的に検出する末梢部血圧検出手段を有し、前記心筋負荷指数算出手段は、前記判別に基づいて前記変動率が前記基準パラメータ変動率未満の場合に前記末梢部血圧及び前記検出した心拍数に基づいて心筋負荷指数を算出することを特徴とする生体状態測定装置。

【請求項17】 生体の末梢部の脈波波形に基づいて概略駆出期間を含む前記生体の状態を測定する測定プロセ

スト、
前記生体の状態をもとに、前記生体の中枢部から末梢部に至る動脈系の循環動態を表わす循環動態パラメータとして、大動脈の粘弾性を含む循環動態パラメータを算出する解析プロセスと、
前記循環動態パラメータに基づいて前記生体の大動脈起始部血圧の推定値を算出する大動脈血圧算出プロセスと、
を備え、

10 前記解析プロセスは、前記循環動態パラメータを算出するに際し、前記概略駆出期間を初期値として算出した左心室加圧時間を用いることを特徴とする生体状態測定方法。

【請求項18】 生体の末梢部の脈波波形に基づいて前記生体の状態を測定する測定プロセスと、
前記生体の状態をもとに、前記生体の中枢部から末梢部に至る動脈系の循環動態を表わす循環動態パラメータとして、大動脈の粘弾性を含む循環動態パラメータを算出する解析プロセスと前記循環動態パラメータに基づいて
20 前記生体の大動脈起始部血圧の推定値を算出する大動脈血圧算出プロセスと、
前記生体の心拍数を検出する心拍数検出プロセスと、
前記大動脈起始部血圧及び前記検出した心拍数に基づいて心筋負荷指数を算出する心筋負荷指数算出プロセスと、
を備えたことを特徴とする生体状態測定方法。

【請求項19】 請求項18記載の生体状態測定方法において、
前記検出した心拍数の安静時の心拍数である基準心拍数に対する変動率が予め設定した基準心拍数変動率を超えたか否かを判別する判別プロセスを有し、
前記心筋負荷指数算出プロセスは、前記判別に基づいて前記変動率が前記基準心拍数変動率以上の場合に、前記大動脈起始部血圧及び前記検出した心拍数に基づいて心筋負荷指数を算出することを特徴とする生体状態測定方法。

【請求項20】 請求項19記載の生体状態測定方法において、
前記生体の末梢部血圧を非観血的に検出する末梢部血圧
40 検出プロセスを有し、
前記心筋負荷指数算出プロセスは、前記判別に基づいて前記変動率が前記基準心拍数変動率未満の場合に前記末梢部血圧及び前記検出した心拍数に基づいて心筋負荷指数を算出することを特徴とする生体状態測定方法。

【請求項21】 請求項17記載の生体状態測定方法において、
前記生体の心拍数を検出する心拍数検出プロセスと、
前記大動脈起始部血圧の推定値及び前記検出した心拍数に基づいて心筋負荷指数を算出する心筋負荷指数算出
50 プロセスと、

を備えたことを特徴とする生体状態測定方法。

【請求項22】 請求項17記載の生体状態測定方法において、

前記脈波波形に基づいて前記生体の心拍数を検出する心拍数検出プロセスと、前記大動脈起始部血圧の推定値及び前記検出した心拍数に基づいて心筋負荷指数を算出する心筋負荷指数算出プロセスと、

を備えたことを特徴とする生体状態測定方法。

【請求項23】 請求項17ないし請求項22のいずれかに記載の生体状態測定方法において、

前記心筋負荷指数算出プロセスは、前記算出した循環動態パラメータの所定のタイミングにおける前記循環動態パラメータである基準循環動態パラメータに対する変動率が予め設定したパラメータ基準変動率を以上の場合に、前記大動脈起始部血圧及び前記検出した心拍数に基づいて心筋負荷指数を算出することを特徴とする生体状態測定方法。

【請求項24】 請求項23記載の生体状態測定方法において、

前記生体の末梢部血圧を非観血的に検出する末梢部血圧検出プロセスを有し、

前記心筋負荷指数算出プロセスは、前記判別に基づいて前記変動率が前記基準パラメータ変動率未満の場合に前記末梢部血圧及び前記検出した心拍数に基づいて心筋負荷指数を算出することを特徴とする生体状態測定方法。

【発明の詳細な説明】

【0001】

【発明の属する技術分野】本発明は、生体としての人体の状態を測定するために好適な生体状態測定装置及び生体状態測定方法に係り、特に心筋負荷指数の算出に好適な生体状態測定装置及び生体状態測定方法に関する。

【0002】

【従来の技術】人体の循環器系の状態について診断を行う場合、最も一般的には血圧や心拍数等が用いられている。しかし、さらに詳しい診断を行うためには、血管の粘性抵抗やコンプライアンスといったいわゆる循環動態パラメータを測定することが必要となる。

【0003】ところで、これらの循環動態パラメータをモデル化して表わす場合、動脈系の振る舞いを記述するモデルとして、四要素集中定数モデルが用いられている。一方、上記循環動態パラメータを測定するには、大動脈起始部と切痕部における圧力波形や血流量を測定する必要がある。すなわち、動脈にカテーテルを挿入して直接測定する方法を採るか、或いは、超音波等で間接的に測定する方法を採ることになる。

【0004】上記、脈にカテーテルを挿入して直接測定する方法では侵襲的な測定となるため被験者への負担が大きいとともに、装置も大がかりなものとなるという問題があった。一方、超音波等で間接的に測定する方法では、血管内の血流を非侵襲的に観測することができ、被

験者への負担を低減することはできるが、測定に熟練を要し、測定のための装置もやはり大がかりなものとなるという問題があった。

【0005】そこで、本発明者は、橈骨動脈の脈波波形と1回拍出量を測定することにより四要素集中定数モデルのパラメータを近似的に算出する方法を見出した。そして、この方法を用いることにより、循環動態パラメータの評価を非侵襲的かつ手軽に行うことが可能な脈波解析装置を提案してきた（特開平6-205747号、発明の名称：脈波解析装置）。

【0006】ところで、上記橈骨動脈の脈波波形と1回拍出量を測定することにより四要素集中定数モデルのパラメータを近似的に算出する方法においては、血管のコンプライアンスを動脈系の中枢部と末梢部とに分けて取り扱うモデルを採用していない。したがって、運動時や循環動態動作薬を患者に投与した場合等に、循環動態動作薬を患者に投与した場合に、その効果を中枢部と末梢部に分けて評価することはできなかった。

【0007】次に、上述した血圧の測定について簡単に説明する。従来から一般的に用いられている非観血型の血圧測定装置は、カフ（腕帯）を被験者の上腕部等に装着させ、カフに圧力をかけて被験者の脈波を検出することにより血圧値を測定している。このように、被験者の末梢部における血圧の測定装置として、例えば、特開平4-276234号公報が挙げられる。すなわち、図29に示すように、カフ110を被験者の上肢の上腕部に巻回させて取り付けるとともに、バンド138を手首140に巻回し、脈波センサ134を被験者の橈骨動脈部に密着させて、被験者の脈波を検出する。そして、カフ110を加圧させた後に、降圧時において周知のオシロメトリック法により最高血圧値や最低血圧値を計測するものである。

【0008】ところで、人体の動脈系における中枢側の血圧値と末梢側の血圧値を実測してみると、特に最高血圧値については、中枢側と末梢側の血圧値に差異が見られる。しかも、この差異の程度は、末梢側で観察される脈波の形状によって様々である。図22～図24に、このような脈波の形状に依存した血圧値の変動の様子を示す。

【0009】これらの図には、中枢側である大動脈圧波形及び最高／最低血圧値、並びに、末梢側である橈骨動脈圧波形及び最高／最低血圧値を示してある。図22に示す第1のタイプの脈波波形の場合には、点線で示す大動脈圧波形と実線で示す橈骨動脈圧波形から得られるそれぞれの最高血圧値は、若干橈骨動脈側が高いものの概ね等しいと言って良い。

【0010】ところが、図23に示す第2のタイプの脈波波形の場合には、最高血圧差が14.9mmHgとなっており、図22に示した第1のタイプの脈波波形の場合と比較してかなり大きくなっていく。さらに、図24に

示す第3のタイプの脈波波形になると、最高血圧差は26.1mmHgといっそう大きくなる上に、第1ないし第2のタイプの脈波波形とは逆に、大動脈圧波形が全体的に橈骨動脈波形を大きく上回るようになる。

【0011】ちなみに、これらの図22～図24によれば、橈骨動脈側における最低血圧値は、脈波の形状によらず略同じであることがわかる。ここで、既述した第1ないし第3のタイプの脈波について簡単に説明しておく。第1のタイプの脈波波形は、正常な健康人の脈象であって、その波形はゆったりとして緩和であり、リズム

【0012】また、第2のタイプの脈波波形は、急激に立ち上がった後にすぐに下降し、大動脈切痕が深く切れ込むと同時に、その後の弛期峰が通常よりもかなり高いのが特徴である。また、第3のタイプの脈波波形は、急激に立ち上がり、その後はすぐには下降せず血圧の高い状態が一定時間持続するのが特徴である。

【0013】例示したこれらの図から導かれることは、橈骨部や上腕部といった末梢側の血圧値が高くとも大動脈起始部、すなわち中枢側、の血圧値が低い場合がある上、これとは逆に末梢側の血圧値が低くとも中枢側の血圧値が高い場合もある。このような関係は脈波波形の形状によって異なり、しかもこれらの関係が脈波波形の形状に如実に現れることである。

【0014】例えば、高血圧治療のために患者に血圧降下剤を投与し、橈骨動脈部の血圧をもとにして薬の効果を見るとする。そうした場合、末梢側で測定した血圧が下がってきても、実際には中枢側の血圧は下がっていないこともあるわけである。したがって、末梢側の血圧からだけでは、薬効を正しく把握することが困難な場合があると言える。

【0015】また、これとは反対に、末梢側の血圧には変化が見られなくとも、大動脈圧波形が変化して中枢側での血圧が下がっていれば、実際には心臓の負担は軽くなっているわけである。このような場合には、無理に末梢側の血圧を下げなくとも、薬の効果は充分現われているわけであるが、これを末梢側の血圧だけから判断することは難しい。

【0016】ところで、従来より心筋に対する負荷がどの程度であるのかを推し量るための指標として、心筋負荷指数(W-Product)が用いられている。心筋負荷指数WPは、末梢側の血圧をPperiとし、心拍数をHRとすると、以下のように表される。

$$WP = P_{\text{peri}} \times HR$$

【0017】

【発明が解決しようとする課題】上述したように、末梢側の血圧値が高い場合でも大動脈起始部、すなわち、中枢側の血圧値が低い場合がある。さらに、これとは逆に末梢側の血圧値が低い場合でも中枢側の血圧値が高い場合もあり、末梢側の血圧値は、必ずしも中枢側の血圧

値に連動しているわけではない。

【0018】ところで、心筋負荷指数は、本来心臓の負担がどの程度なのかを見るための指標とすべきものであるにもかかわらず、従来から行われているように末梢側で測定した血圧値(収縮期血圧)に基づいて心筋負荷指数を算出すると、心臓の負担を過大評価してしまうこともあるし、逆に過小評価してしまうという不具合があった。

【0019】そこで、本発明の第1の目的は、簡易な構成で正確に中枢部血圧を推定することが可能な生体状態測定装置及び生体状態測定方法を提供することにある。

【0020】また本発明の第2の目的は、実際の心筋負荷に対応するより正確な心筋負荷指数WPを算出することができる生体状態測定装置及び生体状態測定方法を提供することにある。

【0021】

【課題を解決するための手段】上記課題を解決するため、請求項1記載の構成は、生体の末梢部の脈波波形に基づいて概略駆出期間を含む前記生体の状態を測定する測定手段と、前記生体の状態をもとに、前記生体の中枢部から末梢部に至る動脈系の循環動態を表わす循環動態パラメータとして、大動脈の粘弾性を含む循環動態パラメータを算出する解析手段と、前記循環動態パラメータに基づいて前記生体の大動脈起始部血圧の推定値を算出する大動脈血圧算出手段と、を備え、前記解析手段は、前記循環動態パラメータを算出するに際し、前記概略駆出期間を初期値として算出した左心室加圧時間を用いることを特徴としている。

【0022】請求項2記載の構成は、生体の末梢部血圧あるいは前記生体の末梢部の脈波波形に基づいて、前記生体の大動脈起始部血圧の推定値を算出する大動脈血圧算出手段と、前記生体の心拍数を検出する心拍数検出手段と、前記大動脈起始部血圧の推定値及び前記検出した心拍数に基づいて心筋負荷指数を算出する心筋負荷指数算出手段と、を備えたことを特徴としている。

【0023】請求項3記載の構成は、生体の末梢部の脈波波形から所定の伝達関数に基づいて前記生体の大動脈起始部血圧の推定値を算出する大動脈血圧算出手段と、前記生体の心拍数を検出する心拍数検出手段と、前記大動脈起始部血圧の推定値及び前記検出した心拍数に基づいて心筋負荷指数を算出する心筋負荷指数算出手段と、を備えたことを特徴としている。

【0024】請求項4記載の構成は、請求項1記載の構成において、前記生体の心拍数を検出する心拍数検出手段と、前記大動脈起始部血圧の推定値及び前記検出した心拍数に基づいて心筋負荷指数を算出する心筋負荷指数算出手段と、を備えたことを特徴としている。

【0025】請求項5記載の構成は、請求項1記載の構成において、前記脈波波形に基づいて前記生体の心拍数を検出する心拍数検出手段と、前記大動脈起始部血圧の

推定値及び前記検出した心拍数に基づいて心筋負荷指数を算出する心筋負荷指数算出手段と、を備えたことを特徴としている。

【0026】請求項6記載の構成は、生体の末梢部の脈波波形に基づいて前記生体の状態を測定する測定手段と、前記生体の状態をもとに、前記生体の中枢部から末梢部に至る動脈系の循環動態を表わす循環動態パラメータとして、大動脈の粘弾性を含む循環動態パラメータを算出する解析手段と、前記循環動態パラメータに基づいて前記生体の大動脈起始部血圧の推定値を算出する大動脈血圧算出手段と、前記生体の心拍数を検出する心拍数検出手段と、前記大動脈起始部血圧の推定値及び前記検出した心拍数に基づいて心筋負荷指数を算出する心筋負荷指数算出手段と、を備えたことを特徴としている。

【0027】請求項7記載の構成は、請求項3記載の構成において、前記循環動態パラメータは、前記中枢部での血液粘性による血管抵抗、前記中枢部での血液の慣性、前記末梢部での血管抵抗、前記末梢部での血管の粘弾性を含む、ことを特徴としている。

【0028】請求項8記載の構成は、請求項1、請求項4ないし請求項7のいずれかに記載の構成において、前記血圧算出手段は、大動脈弁に対応するダイオードと、前記中枢部での血液粘性による血管抵抗に対応する第1の抵抗と、前記中枢部での血液の慣性に対応するインダクタンスと、前記大動脈の粘弾性に対応する第1の静電容量と、前記末梢部での血管抵抗に対応する第2の抵抗と、前記末梢部での血管の粘弾性に対応する第2の静電容量を有するモデルであって、一対の入力端子間に前記ダイオードと前記第1の静電容量の直列回路が接続され、一対の出力端子間に前記第2の静電容量及び前記第2の抵抗からなる並列回路が挿入され、前記第1の静電容量の両端子間と前記出力端子との間に前記第1の抵抗及び前記インダクタンスからなる直列回路が挿入されてなる五要素集中定数モデルにより前記動脈系の循環動態をモデル化して、前記循環動態パラメータを決定するとともに、前記第1の静電容量の両端子間の電圧波形を前記大動脈圧波形とする、ことを特徴としている。

【0029】請求項9記載の構成は、請求項1、請求項4ないし請求項8のいずれかに記載の構成において、前記生体の状態は前記動脈系の末梢部における脈波であり、前記血圧算出手段は、前記生体の左心室圧に対応する電気信号が前記入力端子間に与えられたときに、前記脈波の波形に対応する電気信号が前記出力端子から得られるように、前記五要素集中定数モデルを構成する各素子の値を決定することを特徴としている。

【0030】請求項10記載の構成は、請求項1、請求項4ないし請求項8のいずれかに記載の構成において、前記生体の状態は前記動脈系の末梢部における脈波であり、前記脈波の波形から該脈波のひずみを算出するひずみ算出手段を有し、前記血圧算出手段は、前記循環動態

パラメータと前記脈波のひずみとの相関関係に基づいて前記循環動態パラメータを決定することを特徴としている。

【0031】請求項11記載の構成は、請求項1、請求項4ないし請求項10のいずれかに記載の構成において、前記生体の1回拍出量を検出する1回拍出量検出手段を有し、前記血圧算出手段は、前記大動脈圧波形から得られる1回拍出量の計算値と、前記1回拍出量測定手段で測定された1回拍出量の実測値とが一致するように、前記循環動態パラメータの値を調整することを特徴としている。

【0032】請求項12記載の構成は、請求項1、請求項4ないし請求項11のいずれかに記載の構成において、前記大動脈圧波形に基づいて前記生体の心臓の仕事量を算出する仕事量算出手段を有することを特徴としている。

【0033】請求項13記載の構成は、請求項4ないし請求項12のいずれかに記載の構成において、前記検出した心拍数の安静時の心拍数である基準心拍数に対する変動率が予め設定した基準心拍数変動率を越えたか否かを判別する判別手段を有し、前記心筋負荷指数算出手段は、前記判別に基づいて前記変動率が前記基準心拍数変動率以上の場合に、前記大動脈起始部血圧及び前記検出した心拍数に基づいて心筋負荷指数を算出することを特徴としている。

【0034】請求項14記載の構成は、請求項13記載の構成において、前記生体の末梢部血圧を非観血的に検出する末梢部血圧検出手段を有し、前記心筋負荷指数算出手段は、前記判別に基づいて前記変動率が前記基準心拍数変動率未満の場合に前記末梢部血圧及び前記検出した心拍数に基づいて心筋負荷指数を算出することを特徴としている。

【0035】請求項15記載の構成は、請求項1、請求項4ないし請求項12のいずれかに記載の構成において、前記心筋負荷指数算出手段は、前記算出した循環動態パラメータの所定のタイミングにおける前記循環動態パラメータである基準循環動態パラメータに対する変動率が予め設定したパラメータ基準変動率以上の場合に、前記大動脈起始部血圧及び前記検出した心拍数に基づいて心筋負荷指数を算出することを特徴としている。

【0036】請求項16記載の構成は、請求項15記載の構成において、前記生体の末梢部血圧を非観血的に検出する末梢部血圧検出手段を有し、前記心筋負荷指数算出手段は、前記判別に基づいて前記変動率が前記基準パラメータ変動率未満の場合に前記末梢部血圧及び前記検出した心拍数に基づいて心筋負荷指数を算出することを特徴としている。請求項17記載の構成は、生体の末梢部の脈波波形に基づいて概略駆出期間を含む前記生体の状態を測定する測定プロセスと、前記生体の状態をもとに、前記生体の中枢部から末梢部に至る動脈系の循環動態

態を表わす循環動態パラメータとして、大動脈の粘弾性を含む循環動態パラメータを算出する解析プロセスと、前記循環動態パラメータに基づいて前記生体の大動脈起始部血圧の推定値を算出する大動脈血圧算出プロセスと、を備え、前記解析プロセスは、前記循環動態パラメータを算出するに際し、前記概略駆出期間を初期値として算出した左心室加圧時間を用いることを特徴としている。

【0037】請求項18記載の構成は、生体の末梢部の脈波波形に基づいて前記生体の状態を測定する測定プロセスと、前記生体の状態をもとに、前記生体の中枢部から末梢部に至る動脈系の循環動態を表わす循環動態パラメータとして、大動脈の粘弾性を含む循環動態パラメータを算出する解析プロセスと、前記循環動態パラメータに基づいて前記生体の大動脈起始部血圧を算出する大動脈血圧算出プロセスと、前記生体の心拍数を検出する心拍数検出プロセスと、前記大動脈起始部血圧及び前記検出した心拍数に基づいて心筋負荷指数を算出する心筋負荷指数算出プロセスと、を備えたことを特徴としている。

【0038】請求項19記載の構成は、請求項18記載の構成において、前記検出した心拍数の安静時の心拍数である基準心拍数に対する変動率が予め設定した基準心拍数変動率を超えたか否かを判別する判別プロセスを有し、前記心筋負荷指数算出プロセスは、前記判別に基づいて前記変動率が前記基準心拍数変動率以上の場合に、前記大動脈起始部血圧及び前記検出した心拍数に基づいて心筋負荷指数を算出することを特徴としている。

【0039】請求項20記載の構成は、請求項18記載の構成において、前記生体の末梢部血圧を非観血的に検出する末梢部血圧検出プロセスを有し、前記心筋負荷指数算出プロセスは、前記判別に基づいて前記変動率が前記基準心拍数変動率未満の場合に前記末梢部血圧及び前記検出した心拍数に基づいて心筋負荷指数を算出することを特徴としている。

【0040】請求項21記載の構成は、請求項17記載の構成において、前記生体の心拍数を検出する心拍数検出プロセスと、前記大動脈起始部血圧の推定値及び前記検出した心拍数に基づいて心筋負荷指数を算出する心筋負荷指数算出プロセスと、を備えたことを特徴としている。

【0041】請求項22記載の構成は、請求項17記載の構成において、前記脈波波形に基づいて前記生体の心拍数を検出する心拍数検出プロセスと、前記大動脈起始部血圧の推定値及び前記検出した心拍数に基づいて心筋負荷指数を算出する心筋負荷指数算出プロセスと、を備えたことを特徴としている。

【0042】請求項23記載の構成は、請求項17ないし請求項22のいずれかに記載の生体状態測定方法において、前記心筋負荷指数算出プロセスは、前記算出した

循環動態パラメータの所定のタイミングにおける前記循環動態パラメータである基準循環動態パラメータに対する変動率が予め設定したパラメータ基準変動率を以上の場合に、前記大動脈起始部血圧及び前記検出した心拍数に基づいて心筋負荷指数を算出することを特徴としている。

【0043】請求項24記載の構成は、請求項23記載の構成において、前記生体の末梢部血圧を非観血的に検出する末梢部血圧検出プロセスを有し、前記心筋負荷指数算出プロセスは、前記判別に基づいて前記変動率が前記基準パラメータ変動率未満の場合に前記末梢部血圧及び前記検出した心拍数に基づいて心筋負荷指数を算出することを特徴としている。

【0044】

【発明の実施の形態】次に図面を参照して本発明の好適な実施形態について説明する。

第1実施形態

以下、図面を参照して、本発明の第1実施形態について説明する。

20 【0045】[1] 血圧測定装置の概要構成

図1に第1実施形態による生体状態測定装置としての血圧測定装置の構成ブロック図を示す。本第1実施形態では、非侵襲的なセンサによって人体から得た情報に基づいて、人体の動脈系の循環動態パラメータを評価し、得られた循環動態パラメータに基づいて中枢部における最高血圧、最低血圧、心筋負荷指数及び心仕事量を算出するが、循環動態パラメータの具体的内容については後述することとする。

【0046】脈波検出装置1は、図2に示すように、被験者の手首へ装着された圧力センサS2を介して橈骨動脈波形を検出するとともに、被験者の上腕部に装着されたカフ帯S1を介して被験者の血圧を検出する。そして、測定した橈骨動脈波形を血圧によって校正し、アナログ電気信号として出力する。このアナログ信号は、A/D（アナログ/デジタル）変換器3へ入力され、所定のサンプリング周期毎にデジタル信号に変換される。

【0047】1回拍出量測定器2は、図2に示すように、カフ帯S1に接続されており、このカフ帯S1を介して、心臓から1回の拍で流出される血液の量である1回拍出量を測定し、その測定結果を1回拍出量データとしてデジタル信号で出力する。この種の測定器としては、いわゆる収縮期面積法により測定を行う装置を用いることができる。

【0048】マイクロコンピュータ4は、A/D変換器3から取り込んだ脈波波形を格納するための波形メモリと、作業領域としての一時記憶メモリを内蔵している。そして、マイクロコンピュータ4は、入力装置であるキーボード5から投入されたコマンドに従って、図6に示すような、各種の処理を行い、これら処理から得られた結果を出力装置6へ出力する。

【0049】ここでは、処理の概要についてのみ説明し、それらの処理の詳細に関しては、動作説明の際に詳述することとする。

① 脈波の測定データ読込処理（ステップS1）

a) A/D変換器3を介して得られる橈骨動脈波形の時系列デジタル信号を内蔵の波形メモリ（図示略）に取り込む。

b) 波形メモリへ取り込んだ橈骨動脈波形を“拍”毎に平均化して、1拍に対応した橈骨動脈波形（以下、平均波形と呼ぶ）を求める。

【0050】② 1回拍出量の測定データ読込処理（ステップS2）

1回拍出量データを、マイクロコンピュータ4内蔵の一時記憶メモリへ取り込む

③ パラメータ算出処理（ステップS3）

1拍に対応した橈骨動脈波形を表わす数式を求め、この数式に基づいて動脈系に対応した電気的モデルの各パラメータを算出する。

【0051】④ データ算出処理（ステップS4）

得られた循環動態パラメータから、大動脈起始部における脈波波形を求めるとともに、大動脈起始部における最高血圧値、最低血圧値、心筋負荷指数WP及び心臓の仕事量を算出する。

⑤ 出力処理（ステップS5）

得られた循環動態パラメータ、最高血圧値、最低血圧値、心筋負荷指数WP及び心臓の仕事量を出力装置6へ出力する。

【0052】〔2〕 出力装置の詳細構成

次に、出力装置6の詳細について図1を参照して説明する。実測血圧表示部61は、橈骨動脈波形に基づいて実測された最高血圧、最低血圧および平均血圧を表示する。

【0053】中枢部推定血圧表示部62は、後述する処理によって求められた中枢部の平均血圧 E_{01} 、最高血圧 E_m' 、最低血圧 E_o を表示する。警告表示部63は、横一列に配列された複数のLEDによって構成されており、これらLEDは、実測された最高血圧と中枢部の最高血圧 E_m' との差に対応して点灯する。

【0054】すなわち、両者の差が ± 10 mmHg以下であれば、「NORMAL」の緑色のLEDが点灯され、差が ± 10 mmHgを越えた場合は「CAUTION」の赤色のLEDが点灯される。

【0055】パラメータ表示部64は、マイクロコンピュータ4から静電容量 C_c 、電気抵抗 R_c 、インダクタンス L 、静電容量 C 、電気抵抗 R_p 、左心室加圧時間 t_s 、1拍の時間 t_p 、1回拍出量SVおよび心仕事量Wsが供給されると、これらのパラメータを表示する。なお、これらパラメータの詳細については後述する。CRTディスプレイ67は、橈骨動脈波形、左心室圧波形、大動脈*

静電容量 C_c : 大動脈コンプライアンス [cm⁵/dyn]

* 圧波形等、各種の波形を表示する。

【0056】プリンタ65は、プリント指令ボタン66が押下されると、実測血圧表示部61、中枢部推定血圧表示部62、警告表示部63、パラメータ表示部64に表示された各種のデータと、CRTディスプレイ67に表示された波形とを用紙にプリントアウトする。

【0057】心筋負荷指数表示部68は、後述する処理によって求められた心筋負荷指数WPを表示する。ここで、警告表示部63において警告表示を行う意義について説明する。

【0058】先に図22～図24について説明したように、推定された大動脈圧波形と橈骨動脈波形の最高血圧差には3つのタイプがある。そして、脈波波形が第1のタイプ（図22）である被験者は健康人である可能性が高く、第2および第3のタイプの場合は被験者が何らかの疾患を有している場合が多い。

【0059】例えば、第2のタイプ（図23）は血流状態の異常に原因するもので、浮腫、肝腎疾患、呼吸器疾患、胃腸疾患、炎症性疾患などの疾患を有する可能性が高い。また、第3のタイプは、血管壁の緊張度の上昇に原因するもので、肝胆疾患、皮膚疾患、高血圧、疼痛性疾患などを有する可能性が高い。

【0060】そこで、本実施形態にあっては、最高血圧差が異常であると考えられる場合に、赤色のLEDを点灯させて警告表示を行うこととしたものである。なお、上記例にあっては、大動脈圧波形と橈骨動脈波形の最高血圧差に基づいて診断を行ったが、最高血圧差に代えて最低血圧差あるいは平均血圧差を用いてもよい。さらに、最高血圧差、最低血圧差および平均血圧差の全てを用いて診断を行ってもよいことは言うまでもない。

【0061】〔3〕 五要素集中定数モデルについて
本第1実施形態では、動脈系の電気的モデルとして新たに「五要素集中定数モデル」を採用している。この五要素集中定数モデルでは、人体の循環系の挙動を決定する要因のうち、特開平6-205747号（発明の名称：脈波解析装置）が開示する四要素集中定数モデルで採用されている中枢部での血液による慣性、中枢部での血液粘性による血管抵抗（粘性抵抗）、末梢部における血管のコンプライアンス（粘弾性）、末梢部における血管抵抗（粘性抵抗）の4つのパラメータに、新たなパラメータとして大動脈コンプライアンスを追加し、これらの5つのパラメータを電気回路としてモデリングしたものである。なお、コンプライアンスとは血管の軟度を表わす量である。

【0062】図3（a）には、四要素集中定数モデルの回路図を示してあり、また、図3（b）には、五要素集中定数モデルの回路図を示してある。以下、五要素集中定数モデルを構成する各素子と各パラメータの対応関係を示す。

15

電気抵抗 R_c : 動脈系中枢部での血液粘性による血管抵抗 [dyn · s/cm5]
 インダクタンス L : 動脈系中枢部での血液の慣性 [dyn · s2/cm5]
 静電容量 C : 動脈系末梢部での血管のコンプライアンス [cm5/dyn]
 電気抵抗 R_p : 動脈系末梢部での血液粘性による血管抵抗 [dyn · s/cm5]

【0063】ここで、電気回路内の各部を流れる電流 i , i_p , i_c , i_s は、各々対応する各部を流れる血流 [cm3/s] に相当する。中でも、電流 i は大動脈血流であり、電流 i_s は左心室から拍出される血流である。また、入力電圧 e は左心室圧 [dyn/cm2] に相当し、電圧 v_1 は大動脈起始部の圧力 [dyn/cm2] に相当する。さらに、静電容量 C の端子電圧 v_p は橈骨動脈部での圧力 [dyn/cm2] に相当するものである。加えて、図3 (b) に示すダイオード D は大動脈弁に相当するものであって、収縮期に相当する期間においてオン（弁が開いた状態）となり、拡張期に相当する期間ではオフ（弁が*

* 閉じた状態）となる。

【0064】後述するように、本第1実施形態においては、これら5つのパラメータを一度に算出してしまうのではなく、静電容量 C_c を除くパラメータを前述の文献に開示されている四要素集中定数モデルを用いて算出した後に、静電容量 C_c を決定するようにしている。そこで、まず、図3 (a) に示す四要素集中定数モデルの挙動についての理論的説明を行うこととする。

【0065】同図 (a) に示す四要素集中定数モデルにおいては、下記微分方程式が成立する。

$$v_1 = R_c i + L (di/dt) + v_p \quad \dots (1)$$

ここで、電流 i は、

$$i = i_c + i_p = C (dv_p/dt) + (v_p/R_p) \quad \dots (2)$$

と表わすことができるから、式 (1) は次式のように変形される。

$$v_1 = LC (d^2 v_p/dt^2) + \{R_c C + (L/R_p)\} (dv_p/dt) + \{1 + (R_c/R_p)\} v_p \quad \dots (3)$$

【0066】周知のように、式 (3) によって示される2次の定係数常微分方程式の一般解は、式 (3) を満足する特殊解（定常解）と、次式の微分方程式を満足する過渡解の和によって与えられる。

$$0 = LC (d^2 v_p/dt^2) + \{R_c C + (L/R_p)\} (dv_p/dt) + \{1 + (R_c/R_p)\} v_p \quad \dots (4)$$

【0067】次に、微分方程式 (4) の解は次のようにして得られる。まず、微分方程式 (4) の解として次式

$$v_p = \exp(st) \quad \dots (5)$$

式 (5) を式 (4) に代入すると、式 (4) は次のように変形される。

$$[LCs^2 + \{R_c C + (L/R_p)\}s + \{1 + (R_c/R_p)\}] v_p = 0 \quad \dots (6)$$

【0068】式 (6) を s について解くと、

$$s = [-\{R_c C + (L/R_p)\} \pm \sqrt{\{R_c C + (L/R_p)\}^2 - 4LC\{1 + (R_c/R_p)\}}] / 2LC \quad \dots (7)$$

となる。式 (7) において、

$$\{R_c C + (L/R_p)\}^2 < 4LC\{1 + (R_c/R_p)\} \quad \dots (8)$$

である場合には、第2項の根号の中が負となり、 s は* * 以下になる。

$$s = [-\{R_c C + (L/R_p)\} \pm j\sqrt{4LC\{1 + (R_c/R_p)\} - \{R_c C + (L/R_p)\}^2}] / 2LC = -\alpha \pm j\omega \quad \dots (9)$$

【0069】ここで、減衰率を α 、角周波数を ω として* * おり、

$$\alpha = \{R_c C + (L/R_p)\} / 2LC = (L + R_p R_c C) / 2LC R_p \quad \dots (10)$$

$$\omega = [\sqrt{4LC\{1 + (R_c/R_p)\} - \{R_c C + (L/R_p)\}^2}] / 2LC \quad \dots (11)$$

である。そして、

$$A_1 = LC \quad \dots (12)$$

$$A_2 = (L + R_p R_c C) / R_p \quad \dots (13)$$

$$A_3 = (R_c + R_p) / R_p \quad \dots (14)$$

とおくと、式 (10)、式 (11) は以下のように表わすことができる。

$$\begin{aligned} 17 \\ \alpha &= (A_2 / 2A_1) \\ \omega &= \sqrt{\{(A_3 / A_1) - \alpha^2\}} \end{aligned}$$

【0070】このようにしてsの値が確定し、微分方程式(4)を満足する解が得られる。以上の知見に基づくと、四要素集中定数モデルの応答波形に含まれる減衰振動成分を近似する式として、式(5)を用いることができる。次に、大動脈起始部における圧力波形のモデリングを行う。一般に、大動脈起始部の圧力波形は図4の太線の如き波形であって、同図における時間 t_p は波形の1拍分の時間、時間 t_{p1} は左心室の加圧時間である。四要素集中定数モデルでは、この圧力波形を図5に*

$$v_1 = E_o + E_m \{1 - (t / t_{p1})\} \quad \dots (17)$$

$t_{p1} \leq t < t_p$ の区間:

$$v_1 = E_o \quad \dots (18)$$

【0071】そして、式(17)、式(18)によって表わされる電圧 v_1 を図3(a)の等価回路へ入力した時の※応答波形 v_p (即ち橈骨動脈波)は以下のようになる。 $0 \leq t < t_{p1}$ の区間:

$$\begin{aligned} v_p &= E_{min} + B \{1 - t / t_b\} + D_{m1} \exp(-\alpha t) \\ &\quad \cdot \sin(\omega t + \theta_1) \quad \dots (19) \end{aligned}$$

$t_{p1} \leq t < t_p$ の区間:

$$\begin{aligned} 20 \\ v_p &= E_{min} + D_{m2} \cdot \exp\{-\alpha(t - t_{p1})\} \\ &\quad \times \sin\{\omega(t - t_{p1}) + \theta_2\} \quad \dots (20) \end{aligned}$$

【0072】ここで、 E_{min} は、脈波検出装置1が測定する橈骨動脈波形における最低の血圧値(後述する図11を参照)である。式(19)における右辺第3項および式(20)における右辺第2項が既述した式(5)の減衰振動成分であって、これらの項における α および ω は式(15)、式(16)により与えられている。なお、B、★

★ t_b 、 D_{m1} 、 D_{m2} は後述する手順にしたがって算出される定数値である。

【0073】次に、式(19)、式(20)の各定数のうち、既に確定した α 、 ω 以外のものについて検討する。まず、式(17)、式(19)を微分方程式(3)に代入すると、次式が得られる。

$$\begin{aligned} &E_o + E_m \{1 - (t / t_{p1})\} \\ &= \{1 + (R_c / R_p)\} (E_{min} + B) \\ &\quad - (B / t_b) \{R_c C + (L / R_p)\} t \\ &\quad + \{LC(\alpha^2 - \omega^2) D_{m1} - \alpha D_{m1} \{R_c C + (L / R_p)\} \\ &\quad + D_{m1} \{1 + (R_c / R_p)\}\} \\ &\quad \cdot \exp(-\alpha t) \sin(\omega t + \theta_1) \\ &\quad + \{\omega D_{m1} \{R_c C + (L / R_p)\} - 2LC\alpha\omega D_{m1}\} \\ &\quad \cdot \exp(-\alpha t) \cos(\omega t + \theta_1) \quad \dots (21) \end{aligned}$$

【0074】式(21)が成立するためには、以下の条件★が必要となる。

$$\begin{aligned} E_o + E_m &= \{1 + (R_c / R_p)\} (E_{min} + B) \\ &= E_o + A_3 B - (B / t_b) A_2 \quad \dots (22) \end{aligned}$$

$$\begin{aligned} (E_m / t_{p1}) &= (B / t_b) \{1 + (R_c / R_p)\} \\ &= (A_3 B / t_b) \quad \dots (23) \end{aligned}$$

$$LC(\alpha^2 - \omega^2) - \alpha \{R_c C + (L / R_p)\} + \{1 + R_c / R_p\} = 0 \quad \dots (24)$$

$$R_c C + (L / R_p) = 2LC\alpha \quad \dots (25)$$

【0075】なお、式(24)および(25)は α および ω を拘束するものであるが、既に式(15)、式(16)により得られた α 、 ω はこれらの式を満足する。一方、式

◆(18)、式(20)を微分方程式(3)に代入すると、次式が得られる。

$$\begin{aligned} E_o &= \{1 + (R_c / R_p)\} E_{min} \\ &\quad + [LC(\alpha^2 - \omega^2) D_{m2} - \alpha \{R_c C + (L / R_p)\} D_{m2} \\ &\quad + \{1 + (R_c / R_p)\} D_{m2}] \end{aligned}$$

$$\begin{aligned} & \cdot \exp \{-\alpha(t-t_{p1})\} \sin \{\omega(t-t_{p1}) + \theta_2\} \\ & + [\omega \{R_c C + (L/R_p)\} D_{m2} - 2LC\alpha\omega D_{m2}] \\ & \cdot \exp \{-\alpha(t-t_{p1})\} \cos \{\omega(t-t_{p1}) + \theta_2\} \\ & \dots (26) \end{aligned}$$

【0076】式(26)が成立するためには式(24)、式 * 必要である。

(25)が成立することに加えて、次式が成立することが*

$$E_0 = \{1 + (R_c/R_p)\} E_{min} = A_3 E_{min} \dots (27)$$

次に、微分方程式(3)が成立するための条件式(22) ※【0077】まず、 E_{min} は式(27)より次式のように
～(25)、式(27)に基づいて、式(19)、式(20)の 得られる。

各定数を算定する。 ※10

$$E_{min} = (E_0/A_3) \dots (28)$$

また、式(23)よりBは、

$$B = (t_b E_m) / (t_{p1} A_3) \dots (29)$$

となる。また、式(22)に式(29)を代入して、 t_b に ★ ★ついて解くと、

$$t_b = (t_{p1} A_3 + A_2) / (A_3) \dots (30)$$

となる。

【0078】さらに、残りの定数 D_{m1} 、 D_{m2} 、 θ_1 、 θ_2 は、機骨動脈波形 v_p が $t=0$ 、 t_{p1} 、 t_p において連続性を維持し得るような値、すなわち、下記に示す条件①～④を満足する値が選ばれる。

① 式(19)の $v_p(t_{p1})$ と式(20)の $v_p(t_{p1})$ とが一致すること

☆② 式(20)の $v_p(t_p)$ と式(19)の $v_p(0)$ とが一致すること

③ 式(19)および式(20)における $t=t_{p1}$ の微分係数が一致すること

20 ④ 式(19)の $t=0$ での微分係数と、式(20)の $t=t_p$ での微分係数が一致すること

☆ 【0079】すなわち、 D_{m1} および θ_1 は、

$$D_{m1} = \sqrt{(D_{112} + D_{122})} / \omega \dots (31)$$

$$\theta_1 = \tan^{-1}(D_{11}/D_{12}) \dots (32)$$

なる値が選ばれる。ただし、

$$D_{11} = (v_{01} - B - E_{min}) \omega \dots (33)$$

$$D_{12} = (v_{01} - B - E_{min}) \alpha + (B/t_p) + (i_{01}/C) \dots (34)$$

であり、 v_{01} と i_{01} は $t=0$ における v_p と i_c の初期値 ◆ 【0080】また、 D_{m2} および θ_2 は、
である。

$$D_{m2} = \sqrt{(D_{212} + D_{222})} / \omega \dots (35)$$

$$\theta_2 = \tan^{-1}(D_{21}/D_{22}) \dots (36)$$

なる値が選ばれる。ただし、

$$D_{21} = (v_{02} - E_{min}) \cdot \omega \dots (37)$$

$$D_{22} = (v_{02} - E_{min}) \cdot \alpha + (i_{02}/C) \dots (38)$$

であり、 v_{02} と i_{02} は $t=t_{p1}$ での v_p と i_c の初期値で * 定数が得られた。さて、式(16)の角周波数 ω から逆算
ある。 することにより、血管抵抗 R_c は、

【0081】このようにして、式(19)、式(20)の各*

$$R_c = [L - 2R_p \sqrt{\{LC(1 - \omega^2 LC)\}}] / CR_p \dots (39)$$

となる。ここで、 R_c が実数でかつ正となる条件は、

$$\{4R_p^2 C\} / \{1 + (2\omega R_p C)^2\} \leq L \leq (1/\omega^2 C) \dots (40)$$

である。

※以上であるとみてよい。このため、式(40)の下限はほぼ $1/(\omega^2 C)$ と見なせる。そこで、簡略化のため、 L を近似的に、

【0082】一般に、 R_p は 10^3 [dyn·s/cm⁵] 程度、

C は 10^{-4} [cm⁵/dyn] 程度であり、 ω は脈波に重畳している振動成分の角周波数であるから 10 (rad/s) ※

$$L = 1 / (\omega^2 C) \dots (41)$$

とおくと、 R_c は、

$$R_c = L / (CR_p) \dots (42)$$

となる。

★ (15)の減衰定数 α は、

【0083】また、式(41)、式(42)の関係より式 ★

$$\alpha = 1 / (CR_p) \dots (43)$$

となる。式(41)～式(43)の関係をを用いて、 α 、 ω 、 L によって四要素集中定数モデルの残りのパラメータを*

$$R_c = \alpha L \quad \dots (44)$$

$$R_p = (\omega^2 L / \alpha) \quad \dots (45)$$

$$C = 1 / (\omega^2 L) \quad \dots (46)$$

となる。これらの式(44)～式(46)より、パラメータは α 、 ω 、 L が得られることにより確定することが明らかである。

【0084】ここで、後述するように α 、 ω 、 B 、 t_b ※

$$E_{01} = \{E_0 t_p + (t_p E_m / 2)\} / t_p \quad \dots (47)$$

一方、 R_c 、 R_p 、 α 、 ω 、 L の間には次式が成立する。

$$R_c + R_p = \alpha L + (\omega^2 L / \alpha) = (\alpha^2 + \omega^2) L / \alpha \quad \dots (48)$$

【0085】そして、四要素集中定数モデルを流れる平均電流、すなわち平均値 E_{01} を $(R_c + R_p)$ によって★

$$S V / t_p = (\alpha) / \{(\alpha^2 + \omega^2) L\} (1 / t_p) \{E_0 t_p + (t_p E_m / 2)\} \quad \dots (49)$$

【0086】このようにして得られた式(49)を L について解くことにより、1回拍出量 $S V$ から L を求める★

$$L = \alpha \cdot \{E_0 t_p + (t_p E_m / 2)\} / \{(\alpha^2 + \omega^2) S V\} \quad \dots (50)$$

なお、血流量を測定することにより式(49)中の平均電流 $(1 / t_p) \{E_0 t_p + (t_p E_m / 2)\}$ に相当する値を求め、この結果に基づいてインダクタンス L を算出してもよい。血流量を測定する装置としては、インピーダンス法によるもの、ドップラー法によるもの等が知られている。また、ドップラー法による血流量測定装置には、超音波を利用したもの、レーザを利用したもの等がある。

【0087】[4] 循環動態パラメータの算出方法の原理説明

次に、五要素集中定数モデルに基づいた循環動態パラメ

$$e = E_m' \sin \omega s t \quad \dots (51)$$

ここで、 E_m' は最高血圧であって、図5で言えば $(E_m + E_0)$ に相当する。以下、図4に示すように、時間 t が $t_1 \leq t < t_2$ の収縮期と $t_2 \leq t < (t_p + t_1)$ の拡張期に場合分けして説明することとする。ここで、時刻 t_1 、時刻 t_2 は左心室圧波形と大動脈圧波形との交点における時刻である。

$$A_1 (d^2 v_p / d t^2) + A_2 (d v_p / d t) + A_3 v_p = E_m' \sin \omega s t \quad \dots (52)$$

【0090】そこでまず、四要素集中定数モデルと同様にして、この微分方程式の定常解 v_{pst} を求める。その※

$$v_{pst} = E_1 \cos \omega s t + E_2 \sin \omega s t \quad \dots (53)$$

式(53)を式(52)の v_p に代入して係数を比較すると★ ★とにより、次の2式が得られる。

$$(A_3 \cdot \omega s^2 A_1) E_1 + \omega s A_2 E_2 = 0 \quad \dots (54)$$

$$-\omega s A_2 E_1 + (A_3 - \omega s^2 A_1) E_2 = E_m' \quad \dots (55)$$

【0091】これらの式を解くことにより、

$$E_1 = (-\omega s A_2 E_m') / \{(\omega s A_2)^2 + (A_3 - \omega s^2 A_1)^2\} \quad \dots (56)$$

*表わすと、

※は橈骨動脈波の実測波形から得られ、 L は1回拍出量 $S V$ に基づいて算出できる。以下に1回拍出量 $S V$ に基づく L の算出手順について説明する。まず、大動脈起始部の圧力波の平均値 E_{01} は次式により与えられる。

★除算したものは、拍動により動脈を流れる血流の平均値 $(S V / t_p)$ に相当するから、次式が成立する。

☆めの式が次の通りに得られる。

◆一タの算出方法の原理的な説明をおこなう。先に触れたように、循環動態パラメータの中の R_c 、 R_p 、 C 、 L が、四要素集中定数モデルを用いて決定されるので、これらのパラメータをもとに静電容量 C の値を決定する。そのために、図3(b)における電流 i 、電流 i_s 、電圧 v_1 、電圧 v_p 等を求める必要がある。

【0088】まず、左心室圧波形 e を図4に示すような正弦波で近似する。すなわち、 $\omega s = \pi / t_s$

30 において、左心室圧波形 e を次式で表わす。

$$E_2 = \{ (A_3 - \omega_s^2 A_1) E_m' \} / \{ (\omega_s A_2)^2 + (A_3 - \omega_s^2 A_1)^2 \} \quad \dots (57)$$

が得られる。

$$* v_{ptr} = \exp(\lambda t)$$

【0092】次に、式(52)の微分方程式の過渡解 v_{pt} において、次式の v_p へ代入する。

r を求める。そのために、

*

$$A_1 (d^2 v_p / dt^2) + A_2 (dv_p / dt) + A_3 v_p = 0 \quad \dots (58)$$

これにより、次式が得られる。

$$A_1 \lambda^2 + A_2 \lambda + A_3 = 0 \quad \dots (59)$$

【0093】そこで、この式を λ について解くと次式が ※1) $\}^2 - (A_3/A_1) \} \dots (60)$

得られる。 $\lambda = \{-A_2 \pm \sqrt{(A_2^2 - 4A_1A_3)}\} / 2A_1$ 【0094】ここで、 $\{A_2 / (2A_1)\}^2 < (A_3/A_1)$
 $(2A_1) = \{-A_2 / (2A_1)\} \pm \sqrt{\{A_2 / (2A_1)\}^2 - (A_3/A_1)}$ とする(振動モード)と、次式が得られる。

$$\begin{aligned} \lambda &= -A_2 / (2A_1) \pm j \sqrt{\{A_2 / (2A_1)\}^2 - (A_3/A_1)} \\ &= -\beta_1 \pm j \omega_1 \end{aligned} \quad \dots (61)$$

【0095】このとき、

$$\beta_1 = A_2 / (2A_1) \quad \dots (62)$$

)

$$\omega_1 = \sqrt{(A_3/A_1) - \beta_1^2} \quad \dots (63)$$

)

である。

★に置く。

【0096】ここで、さらに過渡解 v_{ptr} を次式のよう ★20

$$v_{ptr} = (a_1 \cos \omega_1 t + j a_2 \sin \omega_1 t) \exp(-\beta_1 t) \quad \dots (64)$$

すると、電圧 v_p は定常解と過渡解との和で表わされる ☆る。

ことから、式(53)と式(64)によって次式で与えられ☆

$$\begin{aligned} v_p &= (E_1 \cos \omega_s t + E_2 \sin \omega_s t) + \\ &\quad (a_1 \cos \omega_1 t + j a_2 \sin \omega_1 t) \exp(-\beta_1 t) \quad \dots (65) \end{aligned}$$

【0097】また、電流 i は、式(65)を式(2)へ代 ◆ ◆ 入することによって、次式のように得られる。

$$\begin{aligned} i &= (E_1/R_p + \omega_s C E_2) \cos \omega_s t + (-\omega_s C E_1 + E_2/R_p) \sin \omega_s t \\ &\quad + \{ [(1 - \beta_1 C R_p)/R_p] \cos \omega_1 t - \omega_1 C \sin \omega_1 t \} a_1 + j \\ &\quad \{ \omega_1 C \cos \omega_1 t + [(1 - \beta_1 C R_p)/R_p] \sin \omega_1 t \} a_2 \} \exp(-\beta_1 t) \quad \dots (67) \end{aligned}$$

【0098】次に、 $t = t_1$ のときの v_p 、 i を各々 v_0 、 i_0 として次式の如く仮定する。

$$i_0 = J_0 + (a_1 J_1 + j a_2 J_2) \exp(-\beta_1 t_1) \quad \dots (68)$$

$$v_0 = P_0 + (a_1 P_1 + j a_2 P_2) \exp(-\beta_1 t_1) \quad \dots (69)$$

すると、式(65)～式(69)より以下の式が成立する。

$$J_0 = (E_1/R_p + \omega_s C E_2) \cos \omega_s t_1 + (-\omega_s C E_1 + E_2/R_p) \sin \omega_s t_1 \quad \dots (70)$$

)

$$J_1 = \{ [(1 - \beta_1 C R_p)/R_p] \cos \omega_1 t_1 - \omega_1 C \sin \omega_1 t_1 \} \quad \dots (71)$$

)

$$J_2 = \omega_1 C \cos \omega_1 t_1 + \{ [(1 - \beta_1 C R_p)/R_p] \sin \omega_1 t_1 \} \quad \dots (72)$$

)

$$P_0 = E_1 \cos \omega_s t_1 + E_2 \sin \omega_s t_1 \quad \dots (73)$$

)

$$P_1 = \cos \omega_1 t_1 \quad \dots (74)$$

)

$$P_2 = \sin \omega_1 t_1 \quad \dots (75)$$

【0099】また、式(68)～式(69)を a_1 、 a_2 につ ※ ※ いて解くと、次のようになる。

$$\begin{aligned} a_1 &= \{ (v_0 - P_0) J_2 - (i_0 - J_0) P_2 \} / (J_2 P_1 - J_1 P_2) \\ &\quad \cdot \exp(\beta_1 t_1) \quad \dots (76) \end{aligned}$$

$$a_2 = \{ -(v_0 - P_0) J_1 + (i_0 - J_0) P_1 \}$$

25

26

$$\left[\frac{1}{j(J_2 P_1 - J_1 P_2)} \right] \cdot \exp(\beta_1 t_1) \quad \dots (77)$$

【0100】さらに、式(71)～式(75)から次式の関数係が成立することがわかる。

$$J_2 P_1 - J_1 P_2 = \omega_1 C \quad \dots (78)$$

したがって、式(64)に式(76)～式(77)を代入し、関数が得られる。

その際に式(78)を用いると、過渡解 v_{ptr} として次式

$$v_{ptr} = \left[(v_{02} - P_0) \cos \omega_1 (t - t_1) - \left\{ (1 - \beta_1 C R_p) \cdot (v_{02} - P_0) - R_p (i_0 - J_0) \right\} \sin \omega_1 (t - t_1) \right] / (\omega_1 C R_p) \exp(\beta_1 t_1) \exp(-\beta_1 t) \quad \dots (80)$$

【0101】ここで、

$$B_{1tr} = v_{02} - P_0 \quad \dots (81)$$

$$t' = t - t_1 \quad \dots (82)$$

$$B_{2tr} = - \left\{ (1 - \beta_1 C R_p) (v_{02} - P_0) - R_p (i_0 - J_0) \right\} / (\omega_1 C R_p) \quad \dots (83)$$

とおくと、

$$v_{ptr} = (B_{1tr} \cos \omega_1 t' + B_{2tr} \sin \omega_1 t') \exp(-\beta_1 t') \quad \dots (84)$$

が得られる。

★20★【0102】結局、式(65)は次式のようになる。

$$v_p = (E_1 \cos \omega_1 t + E_2 \sin \omega_1 t) + (B_{1tr} \cos \omega_1 t' + B_{2tr} \sin \omega_1 t') \exp(-\beta_1 t') \quad \dots (85)$$

【0103】次に、前述した式(67)において

$$D_{1st} = (E_1 / R_p) + \omega_1 C E_2 \quad \dots (86)$$

$$D_{2st} = -\omega_1 C E_1 + (E_2 / R_p) \quad \dots (87)$$

$$D_{1tr} = \left\{ (1 - \beta_1 C R_p) / R_p \right\} B_{1tr} + \omega_1 C B_{2tr} \quad \dots (88)$$

$$D_{2tr} = -\omega_1 C B_{1tr} + \left\{ (1 - \beta_1 C R_p) / R_p \right\} B_{2tr} \quad \dots (89)$$

とする。

☆☆【0104】すると、電流 i としては、

$$i = (D_{1st} \cos \omega_1 t + D_{2st} \sin \omega_1 t) + (D_{1tr} \cos \omega_1 t' + D_{2tr} \sin \omega_1 t') \exp(-\beta_1 t') \quad \dots (90)$$

が得られる。

◆◆【0105】また、電流 i_s は、

$$i_s = C_c (dv_1 / dt) + i = \omega_1 C C E_m' \cos \omega_1 t + i \quad \dots (91)$$

として得られる。

*くなり、静電容量 C_c を流れる電流は、電流 i と大きさ

【0106】[4. 2] 拡張期

40 が等しく、逆方向の電流となる。したがって、電圧 v_1

拡張期においては、ダイオードDがオフとなって、左心室圧 e がダイオードDのカソード側の回路へ印加されな*

は上述した式(1)で表わされるとともに、電流 i 、電流 i_c はそれぞれ以下の式で表わされる。

$$i = -C_c (dv_1 / dt) \quad \dots (92)$$

$$i_c = C (dv_p / dt) \quad \dots (93)$$

【0107】したがって、電圧 v_p は、

$$v_p = R_p (i - i_c) = -R_p \{ C_c (dv_1 / dt) + C (dv_p / dt) \} \quad \dots (94)$$

となる。

ら、

【0108】また、 $i - i_c = i_p = v_p / R_p$ であるか 50

$$i = v_p / R_p + C (d v_p / d t) \quad \dots (95)$$

となる。

* られた式の両辺を時間 t で微分すると次式が得られ

【0109】次に、式(1)に式(95)を代入して、得 * る。

$$\begin{aligned} d v_1 / d t = & L C (d^3 v_p / d t^3) \\ & + (L / R_p + C R_c) (d^2 v_p / d t^2) \\ & + (R_c / R_p + 1) (d v_p / d t) \quad \dots (96) \end{aligned}$$

【0110】また、式(92)と式(95)から次式が導か * される。

$$d v_1 / d t = - \{ v_p / R_p + C (d v_p / d t) \} / C_c \quad \dots (97)$$

そして、式(96)と式(97)から次式が得られる。

$$\begin{aligned} L C (d^3 v_p / d t^3) + \{ (L + C R_c R_p) / R_p \} (d^2 v_p / d t^2) \\ + \{ (C_c R_c + C_c R_p + C R_p) / C_c R_p \} (d v_p / d t) \\ + \{ 1 / (C_c R_p) \} v_p = 0 \quad \dots (98) \end{aligned}$$

【0111】したがって、この式を変形すると次式が得 * えられる。

$$\begin{aligned} (d^3 v_p / d t^3) + A_1' (d^2 v_p / d t^2) \\ + A_2' (d v_p / d t) + A_3' v_p = 0 \quad \dots (99) \end{aligned}$$

ここで、

$$A_1' = (L + C R_c R_p) / (L C R_p) \quad \dots (100)$$

$$A_2' = (C_c R_c + C_c R_p + C R_p) / (L C_c R_p) \quad \dots (101)$$

$$A_3' = 1 / (L C_c R_p) \quad \dots (102)$$

【0112】次に、 $v_p = \exp(\lambda t)$ において、こ ☆ ☆れを式(99)へ代入すると次式が得られる。

$$(\lambda^3 + A_1' \lambda^2 + A_2' \lambda + A_3') \exp(\lambda t) = 0 \quad \dots (103)$$

さらに、以下のような定義をおこなう。

$$p = (A_1'^2 / 9) - (A_2' / 3) \quad \dots (104)$$

$$q = -A_1' / 3 + (A_1' A_2' / 6) - A_3' / 2 \quad \dots (105)$$

$$u = \{ q + \sqrt{(q^2 - p^3)} \}^{1/3} \quad \dots (106)$$

$$v = \{ q - \sqrt{(q^2 - p^3)} \}^{1/3} \quad \dots (107)$$

$$\alpha' = -(u + v) + A_1' / 3 \quad \dots (108)$$

$$\beta_2 = (u + v) / 2 + A_1' / 3 \quad \dots (109)$$

$$\omega_2 = (u - v) \sqrt{3} / 2 \quad \dots (110)$$

$$\lambda_1 = -\alpha' \quad \dots (111)$$

$$\lambda_2 = -\beta_2 + j \omega_2 \quad \dots (112)$$

$$\lambda_3 = -\beta_2 - j \omega_2 \quad \dots (113)$$

なお、 $(q^2 - p^3) > 0$ であれば振動モードである。 ◆ 定する。

【0113】そして、電圧 v_p をさらに次式のように仮 ◆

$$\begin{aligned} v_p = & b_1 \exp(-\alpha' t) + b_2 \exp\{(-\beta_2 + j \omega_2) t\} \\ & + b_3 \exp\{(-\beta_2 - j \omega_2) t\} \quad \dots (114) \end{aligned}$$

【0114】すると、式(95)へ式(114)を代入する * * ことにより、電流 i は次式のように変形される。

$$\begin{aligned} i = & g_0 b_1 \exp(-\alpha' t) \\ & + (g_1 + j g_2) b_2 \exp\{(-\beta_2 + j \omega_2) t\} \\ & + (g_1 - j g_2) b_3 \exp\{(-\beta_2 - j \omega_2) t\} \quad \dots (115) \end{aligned}$$

【0115】ここで、

$$g_0 = (1 - \alpha' C R_p) / R_p \quad \dots (116)$$

$$g_1 = (1 - \beta_2 C R_p) / R_p \quad \dots (117)$$

$$g_2 = (\omega_2 C R_p) / R_p \quad \dots (118)$$

【0116】したがって、電圧 v_1 は式(115)から次式 * * のようになる。

$$\begin{aligned} v_1 = & - (1 / C_c) \int i \, d t \\ = & f_0 b_1 \exp(-\alpha' t) \\ & + (f_1 + j f_2) b_2 \exp\{(-\beta_2 + j \omega_2) t\} \\ & + (f_1 - j f_2) b_3 \exp\{(-\beta_2 - j \omega_2) t\} \quad \dots (119) \end{aligned}$$

【0117】ここで、

$$f_0 = g_0 / (\alpha' C_c) \quad \dots (120)$$

$$f_1 = (\beta_2 g_1 - \omega_2 g_2) / \{ (\beta_{22} + \omega_{22}) C_c \} \quad \dots (121)$$

$$f_2 = (\omega_2 g_1 + \beta_2 g_2) / \{ (\beta_{22} + \omega_{22}) C_c \} \quad \dots (122)$$

次に、計算の簡略化を図るために、以後の説明において * v_{01} , v_{02} , i_0 とすると、これらは式 (119), 式 (11) は、図4に示す時刻 t_2 を $t=0$ とおくことにする。そ 4), 式 (115) の t を $t=0$ とおくことで以下のようにして、 $t=0$ における電圧 v_1 , 電圧 v_p , 電流 i を各々 * 得られる。

$$v_{01} = f_0 b_1 + (f_1 + j f_2) b_2 + (f_1 - j f_2) b_3 \quad \dots (123)$$

$$v_{02} = b_1 + b_2 + b_3 \quad \dots (124)$$

$$i_0 = g_0 b_1 + (g_1 + j g_2) b_2 + (g_1 - j g_2) b_3 \quad \dots (125)$$

【0118】次に、式 (114) における第2項と第3項 ※ ※ を変形することで、電圧 v_p は次式のようになる。

$$\begin{aligned} v_p &= b_1 \exp(-\alpha' t) + \{ (b_2 + b_3) \cos \omega_2 t \\ &\quad + j (b_2 - b_3) \sin \omega_2 t \} \exp(-\beta_2 t) \\ &= B_0 \exp(-\alpha' t) \\ &\quad + (B_1 \cos \omega_2 t + B_2 \sin \omega_2 t) \exp(-\beta_2 t) \quad \dots (126) \end{aligned}$$

【0119】ここで、

$$\begin{aligned} B_0 &= b_1 \\ &= v_{02} - (k_1 g_2 - k_2 f_2) / (k_4 g_2 - k_3 f_2) \quad \dots (127) \end{aligned}$$

$$\begin{aligned} B_1 &= b_2 + b_3 \\ &= (k_1 g_2 - k_2 f_2) / (k_4 g_2 - k_3 f_2) \quad \dots (128) \end{aligned}$$

$$B_2 = j (b_2 - b_3) = (k_2 k_4 - k_1 k_3) / (k_4 g_2 - k_3 f_2) \quad \dots (129)$$

であって、

$$k_1 = v_{01} - f_0 v_{02} \quad \dots (130)$$

$$k_2 = i_0 - g_0 v_{02} \quad \dots (131)$$

$$k_3 = g_1 - g_0 \quad \dots (132)$$

$$k_4 = f_1 - f_0 \quad \dots (133)$$

である。

★することにより、電流 i は以下のようになる。

【0120】次いで、式 (126) の v_p を式 (2) へ代入★

$$\begin{aligned} i &= D_0 \exp(-\alpha' t) \\ &\quad + (D_1 \cos \omega_2 t + D_2 \sin \omega_2 t) \exp(-\beta_2 t) \quad \dots (134) \end{aligned}$$

ここで、

$$D_0 = \{ (1 - \alpha' C R_p) / R_p \} B_0 \quad \dots (135)$$

$$D_1 = \{ (1 - \beta_2 C R_p) / R_p \} B_1 + \omega_2 C B_2 \quad \dots (136)$$

$$D_2 = -\omega_2 C B_1 + \{ (1 - \beta_2 C R_p) / R_p \} B_2 \quad \dots (137)$$

【0121】したがって、式 (134) から電圧 v_1 は、

$$\begin{aligned} v_1 &= - (1 / C C) \int i dt \\ &= H_0 \exp(-\alpha' t) \\ &\quad + (H_1 \cos \omega_2 t + H_2 \sin \omega_2 t) \exp(-\beta_2 t) \quad \dots (138) \end{aligned}$$

となる。ここで、

$$H_0 = D_0 / (\alpha' C_c) \quad \dots (139)$$

$$H_1 = (\beta_2 D_1 + \omega_2 D_2) / \{ (\beta_{22} + \omega_{22}) C_c \} \quad \dots (140)$$

$$H_2 = (-\omega_2 D_1 + \beta_2 D_2) / \{ (\beta_{22} + \omega_{22}) C_c \} \quad \dots (141)$$

【0122】上述したように、以上の説明では時刻 t_2 り、電圧 v_1 , 電圧 v_p , 電流 i は各々式 (138), 式 (136), 式 (134) から以下のように求められる。

ために、 $t \rightarrow (t - t_2)$ の置き換えを行う。これによ 50

31

32

$$\begin{aligned}
 v_1 &= H_0 \exp \{-\alpha' (t-t_2)\} \\
 &\quad + \{H_1 \cos \omega_2 (t-t_2) + H_2 \sin \omega_2 (t-t_2)\} \\
 &\quad \cdot \exp \{-\beta_2 (t-t_2)\} \\
 &= H_0 \exp \{-\alpha' (t-t_2)\} \\
 &\quad + [H_m \sin \{\omega_2 (t-t_2) + \phi_{21}\}] \\
 &\quad \cdot \exp \{-\beta_2 (t-t_2)\} \quad \dots (142)
 \end{aligned}$$

$$\begin{aligned}
 v_p &= B_0 \exp \{-\alpha' (t-t_2)\} \\
 &\quad + \{B_1 \cos \omega_2 (t-t_2) + B_2 \sin \omega_2 (t-t_2)\} \\
 &\quad \cdot \exp \{-\beta_2 (t-t_2)\} \\
 &= B_0 \exp \{-\alpha' (t-t_2)\} \\
 &\quad + [B_m \sin \{\omega_2 (t-t_2) + \phi_{22}\}] \\
 &\quad \cdot \exp \{-\beta_2 (t-t_2)\} \quad \dots (143)
 \end{aligned}$$

$$\begin{aligned}
 i &= D_0 \exp \{-\alpha' (t-t_2)\} \\
 &\quad + \{D_1 \cos \omega_2 (t-t_2) + D_2 \sin \omega_2 (t-t_2)\} \\
 &\quad \cdot \exp \{-\beta_2 (t-t_2)\} \\
 &= D_0 \exp \{-\alpha' (t-t_2)\} \\
 &\quad + [D_m \sin \{\omega_2 (t-t_2) + \phi_{23}\}] \exp \{-\beta_2 (t-t_2)\} \quad \dots (144)
 \end{aligned}$$

【0123】ここで、

$$H_m = \sqrt{H_{12}^2 + H_{22}^2} \quad \dots (145)$$

$$\phi_{21} = \tan^{-1} (H_1 / H_2) \quad \dots (146)$$

$$B_m = \sqrt{B_{12}^2 + B_{22}^2} \quad \dots (147)$$

$$\phi_{22} = \tan^{-1} (B_1 / B_2) \quad \dots (148)$$

$$D_m = \sqrt{D_{12}^2 + D_{22}^2} \quad \dots (149)$$

$$\phi_{23} = \tan^{-1} (D_1 / D_2) \quad \dots (150)$$

【0124】ちなみに、拡張期における電流 i_s は 30* で与えられることから、式(91)で示す電流 i_s を時刻「0」である。次いで、1回拍出量SVの理論値を求め $t_1 \sim$ 時刻 t_2 について積分することによって得られる。1回拍出量SVは、収縮期における電流 i_s の面積 * すなわち、

$$\begin{aligned}
 SV &= \int_{t_1}^{t_2} i_s dt \\
 &= \{(\omega S C C E m' + D_{1st}) / \omega S\} (\sin \omega S t_2 - \sin \omega S t_1) \\
 &\quad - (D_{2st} / \omega S) (\cos \omega S t_2 - \cos \omega S t_1) \\
 &\quad + [\exp \{-\beta_1 (t_2 - t_1)\} / (\beta_{12} + \omega_{12})] \\
 &\quad \cdot \{-(\beta_1 D_{1tr} + \omega_1 D_{2tr}) \cos \omega_1 (t_2 - t_1) \\
 &\quad + (\omega_1 D_{1tr} - \beta_1 D_{2tr}) \sin \omega_1 (t_2 - t_1)\} \\
 &\quad + (\beta_1 D_{1tr} + \omega_1 D_{2tr}) / (\beta_{12} + \omega_{12}) \quad \dots (151)
 \end{aligned}$$

【0125】[5] 脈波解析装置の動作

次に、本実施形態による脈波解析装置の動作を図6ないし図12を参照して説明する。図6～図10に、第1実施形態における脈波解析装置の動作を示すフローチャートを示す。

【0126】また、図11に、上述した平均化処理により得られる平均波形の波形図を示す。さらに図12に、後述するパラメータ算出処理により得られる機骨動脈波形と、平均化処理により得られた平均波形とを対比した波形図を示す。以下、これらの図を参照して動作説明を行うこととする。

40 【0127】① 脈波の測定データ読込処理(ステップS1)

(a) 脈波読取処理

循環動態パラメータの評価を行うに際して、被験者の診断を担当する診断者は、図2に示すようにカフ帯S1及び圧力センサS2を被験者に装着させ、測定開始のコマンドをキーボード5から入力する。マイクロコンピュータ4はこのコマンドに応答して、脈波の測定指示を脈波検出装置1へ送出する。この結果、脈波検出装置1が機骨動脈波を検出して、この機骨動脈波を表わす時系列デジタル信号をA/D変換器3が出力する。マイクロコン

50

ビュータ4は、このデジタル信号を一定時間（約1分間）にわたって内蔵の波形メモリへ取り込む。このようにして、波形メモリには複数拍分の機骨動脈波形が取り込まれる。

【0128】(b) 平均化処理

次に、マイクロコンピュータ4は、複数拍分の機骨動脈波形を1拍毎ごとに重ね合わせ、上記の一定時間における1拍当たりの平均波形を求める。そして、この平均波形を機骨動脈波形の代表波形として内蔵メモリへ格納する。このようにして作成された平均波形の代表波形W1を、図11に例示する。

【0129】② 1回拍出量データ取込処理（ステップS2）

次いで、マイクロコンピュータ4は1回拍出量測定器2へ1回拍出量の測定指示を送る。この結果、1回拍出量測定器2が被験者の1回拍出量を測定し、その測定結果がマイクロコンピュータ4によって内蔵の一時記憶メモリへ取り込まれる。

【0130】③ パラメータ算出処理（ステップS3）

つぎに、四要素集中定数モデルに基づいて、五要素集中定数モデルを構成する5つの循環動態パラメータのうち、静電容量Ccを除く4つの循環動態パラメータの決定を行う。

【0131】マイクロコンピュータ4は、図7～図8に示すパラメータ算出処理ルーチンを実行する。その際、当該ルーチンの実行に伴って、図9に示す α 、 ω 算出処理ルーチンが実行され（ステップS109、S117）る。また、当該 α 、 ω 算出処理ルーチンの実行に伴って、図10に示す ω 算出ルーチンが実行される（ステップS203）。

【0132】以下、これらのルーチンの処理内容について説明する。まず、マイクロコンピュータ4は、図11に示すとき機骨動脈の平均波形について、血圧が最大となる第1ポイントP1に対応する時間 t_1' と血圧値 y_1 、第1ポイントの後に血圧が一旦落込む第2ポイントに対応する時間 t_2' と血圧値 y_2 、2番目のピーク点である第3ポイントP3に対応する時間 t_3' と血圧値 y_3 、1拍分の時間 t_p 、最低血圧値 E_{min} （上述した式(3)と式(4)の第1項に相当する）を求める（ステップS101）。

【0133】なお、脈波が“なだらかな”であって第2ポイントP2や第3ポイントP3を区別するのが困難であれば、第2ポイントと第3ポイントの時間を各々 $t_2' = 2t_1'$ 、 $t_3' = 3t_1'$ と想定する。次に、処理を簡略化するために、図13に示すA点の血圧値 y_0 を用いて血圧値 $y_1 \sim y_3$ の正規化処理を行い（ステップS102、S103）、B点の値を $(y_0/2) - 0.1$ に初期設定する（ステップS104）。

【0134】次いで、以下の手順に従ってB、 t_b 、 α 、 ω の最適値を決定する。

(a) まず、Bを

「 $(y_0/2) \sim y_0$ 」

の範囲で変化させ、同時に、 t_b を

「 $(t_p/2) \sim t_p$ 」

の範囲で変化させる。その際、Bと t_b は何れも+0.1間隔で変化させるようにする。そして、B及び t_b の各々について、

$|v_p(t_1') - y_1|$ 、

$|v_p(t_2') - y_2|$ 、

10 $|v_p(t_3') - y_3|$

が最小となる α 、 ω を求める。

【0135】(b) (a)において求めたB、 t_b 、 α 、 ω の中で

$|v_p(t_1') - y_1|$ 、

$|v_p(t_2') - y_2|$ 、

$|v_p(t_3') - y_3|$

が最小となるB、 t_b 、 α 、 ω を求める。

【0136】(c) (b)において求めたB、 t_b を基準にして、Bについては

20 $B \pm 0.05$ 、

t_b については

$t_b \pm 0.05$

の範囲で、上記の(a)、(b)の処理を再実行する。

【0137】(d) 上記(a)～(c)の処理の際、 α は3～10の範囲を0.1間隔で変化させ、各 α について最適な ω を算出する。また ω は、各 α において、 $dv_p(t_2')/dt = 0$

となる点について二分法を用いて求める（図10のフローチャートを参照）。

30 【0138】なお、上記の各処理における v_p の値の演算に際して、式(33)の初期値 v_{ol} は零とする。以上のような処理によって、B、 t_b 、 α 、 ω が最終的に決定される。

【0139】(e) t_{p1} 、 E_m 、 E_o を式(28)～式(30)、式(44)～式(46)に基づいて算出する（ステップS123、S124）。

(f) 式(50)を用いて、測定した1回拍出量SVをもとにLの値を算出し（ステップS125）、残りのパラメータ R_c 、 R_p 、Cを式(44)～式(46)から求める（ステップS126）。

40 【0140】次に、五要素集中定数モデルに基づいて、最後の循環動態パラメータである静電容量Ccを決定する。その際、1回拍出量SVの計算値と実測値が一致するように静電容量Ccを決定する方法と、計算脈波の最低血圧と実測脈波の最低血圧とが一致するように静電容量Ccを決定する方法とが考えられる。そこで、各々の方法について場合を分けて説明する。

【0141】③-1 1回拍出量SVの計算値と実測値とが一致するように静電容量Cc（大動脈コンプライア

50 ンス）を決定する方法

最初に、1回拍出量SVの計算値と実測値とが一致するように静電容量Ccを決定するための具体的な方法について説明する。まず初めに、静電容量Ccの値を、四要素集中定数モデルにより算出した静電容量Cをもとに、*

$$C_c = 10 \cdot C$$

次いで、これらの循環動態パラメータを用いて、1回拍出量SVの計算値を式(152)によって算出する。

【0142】その際、左心室加圧時間tsは、四要素集 ※

$$t_s = (1.52 - 1.079 t_p) t_p$$

この関係式は、心エコーで左心室の収縮時間を測定した結果から得られた実験式であって、図14に示すように、相関係数としては-0.882が得られている。また、最高血圧Em'については、四要素集中定数モデルにより得られた値を用いる(式(22)、式(28)を参照)。

【0143】また、時刻t1、時刻t2に関しては、左心室内圧=大動脈圧の関係から求めることができる。さらに、前述したようにv02とi0はt=t1におけるvp、iの値であるから、式(85)、式(90)に存在するtへt1を代入することで、v02とi0を得ることができる。次に、上記のようにして求めた1回拍出量SV計算値が、1回拍出量測定器2から取り込んだ測定値と一致するように静電容量Ccの値を決定する。すなわち、静電容量Ccの値を式(153)で求めた初期値から所定の範囲内で変化させてゆく。そして、1回拍出量の測定値と、各静電容量Ccの値から計算された計算値とを比較して、測定値の整数部分と計算値の整数部分が一致するかどうかを調べる。もし整数部分に一致が見られれば、測定値と計算値とが一致したものと見なし、静電容量Ccが決定されてパラメータ算出処理が終了する。

【0144】一方、静電容量Ccの値を調整しただけでは1回拍出量の測定値と計算値に一致が見られない場合には、調整した静電容量Ccの値の中で、1回拍出量の測定値と計算値との差分が最小であった静電容量Ccの値を最終的な値とする。次いで、最高血圧Em'の値を±3mmHgの範囲内で1mmHg毎に変化させて、上記と同様に1回拍出量の測定値と計算値との一致の有無を調べる。もし、一致が見られる最高血圧Em'が存在すれば、その値を最終的な最高血圧Em'として、パラメータ算出処理を終える。

【0145】他方、最高血圧Em'の値を調整しても、まだ1回拍出量の測定値と計算値に一致が見られない場合には、さらに抵抗Rpの値を調整する。そこで、調整した最高血圧Em'の値の中で、1回拍出量の測定値と計算値との差分が最小であった最高血圧Em'の値を最終的な値とする。次いで、抵抗Rpを例えば10[dyne·s/cm⁵]刻みで増減させて、1回拍出量の測定値と計算値との差分が最も小さい値を最終的な抵抗Rpの値に決定する。

【0146】以上説明した過程を実現するフローチャー

*次式のように推定する。また、その他の循環動態パラメータ、すなわちRc、Rp、C、Lの値は、四要素集中定数モデルで得られたものを用いる。

$$\dots (153)$$

※中定数モデルによって得られた1拍の時間tpから、次式によって推定することとする。

$$\dots (154)$$

トの一例を図31に示す。なお、プログラム中で所定の範囲内で変動されるパラメータに対しては、元々のパラメータ名に対して下添字の「v」を付けた。

【0147】㊦-2 計算脈波の最低血圧と実測脈波の最低血圧とが一致するように静電容量Ccを決定する方法

次に、計算脈波の最低血圧と実測脈波の最低血圧とが一致するように静電容量Ccを決定する方法について説明する。この場合において、従来は、収縮期時間QTを初期値として用いて静電容量Ccを決定していた。

【0148】この初期値として用いる収縮期時間QTの算出方法としては、従来は、被験者の心電図より収縮期時間QTを予め求めたり、心電図あるいは脈波波形より得た心拍数HRから収縮期時間QTを求める回帰式を用いて算出したりしていた。そして、この予め得られた収縮期時間QTに対して、左心室加圧時間tsvを「QT+0.1[sec]」～「QT+0.2[sec]」の範囲で「0.01[sec]」間隔で変化させ、同時に最高血圧Emv'を「Eo+Em-20[mmHg]」～「Eo+Em+20[mmHg]」の範囲で「1mmHg」間隔で変化させる、すなわち、これら左心室加圧時間tsvおよび最高血圧Emv'の各々に対して、451通りの組合せが想定され、これら各組合せにおいて、計算脈波の最低血圧と実測脈波の最低血圧とが一致するような静電容量Ccが計算する構成としていた。

【0149】しかしながら、上記従来の心電図から収縮期時間QTを求める方法においては、予め心電図を採取する必要があり、装置構成が大型化、複雑化してしまうという問題点があった。また、心拍数HRから回帰式を用いて収縮時間QTを求める方法においては、正確な回帰式を求めることが困難であるという問題点があった。

【0150】図33に、一般的な脈波波形を示す。ところで、脈波波形は、心臓の収縮・拡張によって生じる血液流の脈動を末梢部で測定したものであるから、その波形形状には、心臓の動きが反映されている。図中のEED(Estimated Ejection Duration)は概略駆出期間と呼ばれ、1回の心拍中に心臓から血液が流れ出る時間、ひいては、収縮期時間QTに対応している。

【0151】そこで、本実施形態においては、この収縮期時間QTに代えて、概略駆出時間EED(Estimated Ejection Duration)を用い、この概略駆出時間EED

に対して、左心室加圧時間 t_{sv} を「 $EED + 0.1$ [sec]」～「 $EED + 0.2$ [sec]」の範囲で「 0.01 [sec]」間隔で変化させ、同時に最高血圧 $E_{mv'}$ を「 $E_o + E_m - 20$ [mmHg]」～「 $E_o + E_m + 20$ [mmHg]」の範囲で「 1 mmHg」間隔で変化させる。

【0152】すなわち、これら左心室加圧時間 t_{sv} および最高血圧 $E_{mv'}$ の各々に対して、451通りの組合せが想定されることになる。これら各組合せにおいて、計算脈波の最低血圧と実測脈波の最低血圧とが一致するよ

うな静電容量 C_c が計算される。この結果、各被験者自身の末梢部における圧脈波波形による EED を用いて循環

$$\varepsilon = \sum_{t=0}^{tp} (|P_2(t) - P_2(t)|) / (N) \quad \dots (155)$$

【0154】以上のようにして、1回拍出量の測定値と計算値が一致する循環動態パラメータが全て決定されたことになる。ここで、32歳の男性を被験者とした場合※

静電容量 C_c	=	0.001213 [cm5/dyn]
電気抵抗 R_c	=	98.768 [dyn·s/cm5]
インダクタンス L	=	15.930 [dyn·s2/cm5]
静電容量 C	=	0.0001241 [cm5/dyn]
電気抵抗 R_p	=	1300.058 [dyn·s/cm5]
左心室加圧時間 t_s	=	0.496 [s]
1拍の時間 t_p	=	0.896 [s]
1回拍出量 SV	=	83.6 [cc/拍]
最高血圧 E_m'	=	117.44 [mmHg]

また、図12に示す通り、算出したパラメータから求めた橈骨動脈の計算波形と実測波形とは良く一致していることがわかる。

【0155】⑤ データ算出処理 (ステップS4)

さらに、循環動態パラメータ L , C , C_c , R_c , R_p の値等をもとにして、大動脈圧波形が求められる。すなわち、収縮期にあっては式(51)を用い、拡張期にあっては式(142)を用いることにより、電圧 v_1 の波形を1拍分 (すなわち、時刻0～時刻 t_p 或いは時刻 t_1 ～時刻 $(t_1 + t_p)$) だけ計算する。

【0156】そして、次に、得られた大動脈起始部の波形の時刻 t_1 における値をこれらの式から算出して、その算出結果を最低血圧値 E_o とする。次に先に求めた最高血圧値 E_m' に心拍数 $HR (= 60 / t_p)$ を乗じることにより、心筋負荷指数 WP を算出する。

$$WP = E_m' \times HR \\ = E_m' \times (60 / t_p)$$

【0157】⑥ データ出力処理 (ステップS5)

次にマイクロコンピュータ4は、パラメータ算出処理により得られた循環動態パラメータ L , C , C_c , R_c , R_p を出力装置6へ出力し、出力装置上に表示する。また、得られた計算波形を出力装置6へ出力して大動脈圧波形の表示を行う。さらに最高血圧値 E_m' 、心筋負荷指数 WP を最低血圧値 E_o と一緒に出力装置6へ送出し、これらの値を出力装置6上に表示させる。

* 環動態をパラメータを求めることができるため、心電計が不要となるなど装置構成を簡略化でき、被験者の循環動態を反映したより正確な循環動態パラメータを算出することができるのである。

【0153】次に、各組合せにおける計算脈波のサンプリング値を $P_1(t)$ とし、実測脈波のサンプリング値を $P_2(t)$ としたとき、各組合せにおける波形平均誤差 ε は下式により求まる。そして、波形平均誤差 ε が最も小さい場合における静電容量 C_c (大動脈コンプライアンス) が採用される。以上説明した過程を実現するフローチャートの一例を図32に示す。

※ について橈骨動脈波形から算出した循環動態パラメータ等の値を以下に示す。

【0158】[6] 第1実施形態のまとめ

ところで、従来の血圧測定装置では、橈骨動脈部、上腕部等の末梢側において血圧を測定しており、心臓の負担を間接的に測定する手法であると言える。ところが、心臓の負担の変化が末梢側の血圧に反映されているとは限らないのであって、心臓の負担を末梢側で見るといことは、必ずしも的確なものとは言えない。

【0159】このようなことから、本第1実施形態では、とりわけ中枢部の血圧波形が心臓の負担を見る上で重要であることに着目し、大動脈起始部(動脈系の中枢部)の血圧波形を末梢側で測定した脈波波形から推定して求めるようにしている。そして、推定された大動脈圧波形から、大動脈起始部における最高血圧値、最低血圧値並びに心筋負荷指数 WP を算出すれば、これらの値が心臓の負担を直接的に表わす指標となりうる。

【0160】このように、本実施形態によれば、各種の循環動態パラメータとともに、中枢側の最高血圧、最低血圧、心筋負荷指数、大動脈圧波形を診断者や被験者に対して示すことができる。

【0161】なお、式(51)は左心室圧波形そのものを示すことから、中枢部における圧波形として、上述した大動脈圧波形の代わりに左心室圧波形を出力装置6へ表示させるようにしても良い。

【0162】第2実施形態

上記第1実施形態では、橈骨動脈波形と1回拍出量から

循環動態パラメータの各値を算出することとした。しかるに、上述したように、1回拍出量の検出を行うには、被験者がカフ帯S1を装着する必要があるため、被験者にとって煩わしいものと言える。

【0163】そこで、本第2実施形態では、橈骨動脈波形の形状によって大動脈圧が変化するという現象に着眼して、波形の形状をひずみ率で代表させて中枢側の血圧値等を推定するものである。すなわち、本実施形態では、橈骨動脈波形から得られるひずみ率dをもとにして循環動態パラメータを導出する。

【0164】まず、マイクロコンピュータ4は、第1実*

$$\text{ひずみ率 } d = (A_{22} + A_{32} + \dots + A_{n2})^{1/2} / A_1 \quad \dots (156)$$

【0165】次いで、得られたひずみ率dから循環動態パラメータを推定する。推定にあたっては、橈骨動脈波形のひずみ率と循環動態パラメータの各値の間に相当程度の相関関係があるという知見に基づいて行う。すなわち、予め多数の被験者についてひずみ率dと循環動態パラメータとを測定して、ひずみ率と各循環動態パラメータの間の関係式を導出しておく。ここで、ひずみ率dと循環動態パラメータRc、Rp、L、Cの測定結果との相

関関係の一例を、図25～図28に示しておく。なお、大動脈コンプライアンスCcに関しては図示していないが、他の四つのパラメータと同様に相関係数と関係式を求めることができる。

【0166】そして、上記の式(156)で算出したひずみ率dと図25～図28に各々図示した関係式に基づいて、循環動態パラメータRc、Rp、L、C、Ccを計算する。次いで、第1実施形態における⑤および⑥の出力処理と同様にして、算出した循環動態パラメータから、大動脈圧波形の1拍分の波形を求めるとともに、大動脈

【0167】第3実施形態

本第3実施形態は、大動脈起始部における最高血圧値、最低血圧値あるいは心筋負荷指数WPに加え、上記のようにして求めた大動脈起始部の血圧波形から、心臓の仕事量(以下、心仕事量と呼ぶ)を算出して、これを表示させるものである。

【0168】この心仕事量は、心臓の負担を表わす1指標であって、1回拍出量と大動脈圧との積で定義され、1分あたりの心拍出量を仕事量に換算したものである。*

$$\begin{aligned} ws &= e \cdot is \\ &= \omega s Cc E_m' 2s \sin \omega st \cos \omega st \\ &\quad + E_m' s \sin \omega st (D1st \cos \omega st + D2st s \sin \omega st) \\ &\quad + E_m' s \sin \omega st (D1tr \cos \omega 1t' + D2tr s \sin \omega 1t') \exp(-\beta 1t') \end{aligned} \quad \dots (157)$$

【0172】ここで、式(157)における第1項、第2項、第3項をそれぞれw1、w2、w3とすると、各々は★

$$w1 = (\omega s Cc E_m' 2/2) \sin 2 \omega st \quad \dots (161)$$

* 施形態と同様にして、①脈波読み取り処理と②平均化処理を実施して、橈骨動脈波形の1拍分の平均波形を求める。次に、この平均波形に対して周知のFFT(高速フーリエ変換)処理を施すことによって、脈波のフーリエ解析を行う。そして、解析の結果として得られた周波数スペクトルから、基本波の振幅A1、第2高調波の振幅A2、第3高調波の振幅A3、…、第n高調波の振幅Anを求める。なお、n(nは自然数)の値は、高調波の振幅の大きさを考慮して適宜決定するものとする。そして、これらの振幅値をもとにして、次式で定義されるひずみ率dを算出する。

※ここで、1回拍出量は、1回の拍動で心臓から送り出される血流量で定義され、心臓から出る血流波形の面積に相当するものである。この1回拍出量は、大動脈圧波形の収縮期の面積と相関があり、大動脈圧波形に対して収縮期面積法を適用することで1回拍出量を求めることができる。

【0169】すなわち、まず、心臓の収縮期に対応する部分の脈波波形の面積Sを算出する。これを図29の脈波波形で説明すると、脈波の立ち上がりの部分から窪み(ノッチ)に至る領域の面積、即ち同図でハッチングを付した部分が、面積Sに相当する。次いで、所定の定数をKとすると、1回拍出量SVを次式によって算出することができる。

$$1 \text{ 回拍出量 } SV [ml] = \text{面積 } S [mmHg \cdot s] \times \text{定数 } K$$

【0170】一方、心拍出量は、心臓から1分間に送り出される血流量で定義される。したがって、心拍出量は1回拍出量を1分間に換算することで得られる。すなわち、心拍出量は、1回拍出量と心拍数の積によって求められる。本実施形態では、第1実施形態又は第2実施形態の⑤の出力処理において、マイクロコンピュータ4が、算出された左心室圧波形をもとに心仕事量を算出して出力装置6へ表示する。その他の処理は、第1実施形態或いは第2実施形態と同じであり、その説明は省略する。

【0171】ここで、マイクロコンピュータ4は、以下に示す手順によって心仕事量wsを算出する。まず、wsをe・isで定義すると、これは式(51)、式(90)、式(91)から次式のように算出される。

★以下の式のように変形される。

$$w_2 = (E_m' / 2) \{ D_{1st} \sin 2\omega st - D_{2st} (\cos 2\omega st - 1) \} \quad \dots (162)$$

$$w_3 = (E_m' / 2) [D_{1tr} \{ \sin (\omega st + \omega 1t') + \sin (\omega st - \omega 1t') \} - D_{2tr} \{ \cos (\omega st + \omega 1t') - \cos (\omega st - \omega 1t') \}] \exp (-\beta 1t') \quad \dots (163)$$

【0173】次に、式(82)より

$$\begin{aligned} \omega st + \omega 1t' &= \omega st + \omega 1(t - t_1) = (\omega s + \omega 1)t - \omega 1t_1 \\ &= \omega at - \Phi \end{aligned} \quad \dots (164)$$

とおき、

$$\omega st - \omega 1t' = (\omega s - \omega 1)t + \omega 1t_1 = \omega bt + \Phi \quad \dots (165)$$

とおく。

* * 【0174】すなわち、

$$\omega a = \omega s + \omega 1 \quad \dots (166)$$

$$\omega b = \omega s - \omega 1 \quad \dots (167)$$

$$\Phi = \omega 1t_1 \quad \dots (168)$$

である。

※ ※ 【0175】すると、式(163)は次式のようにになる。

$$w_3 = (E_m' / 2) [D_{1tr} \{ \sin (\omega at - \Phi) + \sin (\omega bt + \Phi) \} - D_{2tr} \{ \cos (\omega at - \Phi) - \cos (\omega bt + \Phi) \}] \exp (-\beta 1t') \quad \dots (169)$$

【0176】次に、 W_1 , W_2 , W_3 をそれぞれ以下のよ

★下の式を導出する。

うに定義し、式(161), 式(162), 式(169)から以 ★20

$$\begin{aligned} W_1 &= \int w_1 dt = - (CcE_m' / 4) \cos 2\omega st \\ &= (CcE_m' / 4) (1 - 2 \cos 2\omega st) \end{aligned} \quad \dots (173)$$

$$\begin{aligned} W_2 &= \int w_2 dt \\ &= (E_m' / 2) [- \{ D_{1st} / (2\omega s) \} \cos 2\omega st \\ &\quad - D_{2st} \{ \sin 2\omega st / (2\omega s) - t \}] \\ &= \{ E_m' / (4\omega s) \} \{ (D_{1st} + 2D_{2st}\omega st) \\ &\quad - 2 \cos \omega st (D_{1st} \cos \omega st + D_{2st} \sin \omega st) \} \end{aligned} \quad \dots (174)$$

$$\begin{aligned} W_3 &= \int w_3 dt \\ &= (E_m' / 2) [\{ (-\omega a D_{1tr} + \beta 1 D_{2tr}) \cos (\omega at - \Phi) \\ &\quad - (\beta 1 D_{1tr} + \omega a D_{2tr}) \sin (\omega at - \Phi) \} / (\beta 12 + \omega a2) \\ &\quad + \{ (-\omega b D_{1tr} + \beta 1 D_{2tr}) \cos (\omega bt + \Phi) \\ &\quad + (-\beta 1 D_{1tr} + \omega b D_{2tr}) \sin (\omega bt + \Phi) \} \\ &\quad / (\beta 12 + \omega b2)] \exp (-\beta 1t') \end{aligned} \quad \dots (175)$$

【0177】仕事量 W_s は、上記の W_1 , W_2 , W_3 の総和

☆次式で表わされる。

を”分”あたりに換算して得られることから、最終的に☆

$$W_s = (W_1 + W_2 + W_3) \times 10^{-7} \times 60 / tp [J / 分] \quad \dots (176)$$

大動脈起始部における最高血圧値、最低血圧値及び心筋負荷指数 WP に加えて、以上説明したような心仕事量を表示する意味は次のようなものである。

【0178】大動脈圧波形をもとに上述した心仕事量を求めることで、心臓の負担を表わす指標として、大動脈起始部の最高血圧値、最低血圧値あるいは心筋負荷指数 WP とは別の有用な指標を提供することも可能となる。ここで、心仕事量を算出することによる意義について以下に例を挙げて説明することとする。

【0179】いま、患者へ降圧剤を投与して高血圧の治療を行う場合を考えてみる。通常、薬が効いているのであれば、橈骨動脈部で測定される最高血圧値、最低血圧値に変化が現れて薬の効果を確認することができる。と

ころが、最高血圧値、最低血圧値に変化が見られない場合であっても、実際には薬が効いていて、心臓の負荷自体は軽くなっていることがある。これは、降圧剤の役割としては動脈系のどこかで心臓の負荷を小さくしていれば良く、必ずしも橈骨動脈部における血圧が下がっている必要はないからである。

【0180】このように、橈骨動脈部等の動脈系の末梢部における血圧値に顕著な変化が見られない場合であっても、大動脈起始部の血圧波形から求めた心仕事量を算出することで、真の心臓の負担を知ることが可能となるのである。ところで、このような心臓の負担の変化は、大動脈起始部の血圧波形を子細に検討することで見出せるのではあるが、心仕事量を算出することによって微

妙な波形の変化を定量的に表現できるようになるのである。

【0181】したがって、最高血圧値や最低血圧値ばかりでなく、心筋負荷指数WP及び心仕事量を求めてこれを表示することによって、降圧剤療法の評価をいっそうきめ細かく行うことが可能となるのである。図22～図24に上述した第1ないし第3のタイプの各脈波形状について心仕事量を算出した結果を示す。

【0182】第4実施形態

以上の第1ないし第3実施形態においては、心筋負荷指数WPを算出するに際しては、常に大動脈起始部血圧及び検出した心拍数に基づいていたが、本第4実施形態は末梢部血圧と大動脈起始部血圧との差を無視することが可能な心拍数範囲では、大動脈起始部血圧に代えて末梢部血圧を用い、末梢部血圧と大動脈起始部血圧との差を無視することができない心拍数範囲では、大動脈起始部血圧を用いることにより、全体として演算処理の軽減を図るための実施形態である。

【0183】一般に心拍数が増加すると、大動脈起始部血圧と末梢部血圧との差は大きくなることが知られている。そこで本第4実施形態においては、心拍数の変動範囲が所定の基準心拍数変動範囲内である場合には、末梢部血圧（最高血圧）及び検出した心拍数を用いて心筋負荷指数WPを求め、心拍数の変動範囲が基準心拍数変動範囲以上となった場合には、大動脈起始部血圧（最高血圧）及び検出した心拍数を用いて心筋負荷指数を求めることとした。

【0184】より具体的には、安静時におけるヒトの心拍数（もちろん、個人差を有する）である基準心拍数に対する心拍数変動は、 ± 10 [%] 程度である。従って、例えば、実際の心拍数変動が安静時の基準心拍数に対して ± 10 [%] 未満であるならば、末梢部血圧と大動脈起始部血圧との差を無視することが可能であると判断して末梢部血圧P_{peri}及び心拍数HRに基づいて次式により心筋負荷指数WPを算出する。

$$WP = P_{peri} \times HR$$

一方、実際の心拍数変動が安静時の基準心拍数に対して、測定誤差マージンを考慮した ± 15 [%] 以上となった場合には、末梢部血圧と大動脈起始部血圧との差を無視することができないと判断して、大動脈起始部血圧P_{cent}及び心拍数HRに基づいて次式により心筋負荷指数WPを算出することとなる。

$$WP = P_{cent} \times HR$$

これにより本第4実施形態によれば、実際の心拍数変動が安静時の基準心拍数に対して所定範囲未満であれば、末梢部血圧を用いて心筋負荷指数WPを算出することとなるので、常に大動脈起始部血圧を用いて心筋負荷指数を算出する場合と比較して、処理を簡略化し、処理速度の向上を図ることが可能となる。

【0185】また、実際の心拍数変動が安静時の基準心

拍数に対して所定範囲以上であれば、循環動態パラメータに基づいて算出した大動脈起始部血圧を用いて心筋負荷指数WPを算出することとなるので、末梢部血圧を用いて心筋負荷指数WPを算出する場合と比較してより正確な心筋負荷指数を算出することが可能となる。このように本第4実施形態によれば、全体として処理を簡略化することができるにも拘わらず、常に正確な心筋負荷指数WPを算出することが可能となる。

【0186】第5実施形態

上記第1実施形態ないし第3実施形態においては、所定のタイミングで常時、大動脈起始部血圧及び検出した心拍数に基づいて心筋負荷指数WPを算出する構成としていたが、大動脈起始部血圧があまり変化しとは考えられない場合には、必ずしも心筋負荷指数WPを継続的に算出する必要はないと考えられる。

【0187】そこで、本第5実施形態は、大動脈起始部血圧が大きく変化しとは考えられる場合にのみ新たに心筋負荷指数WPを算出し、大動脈起始部血圧があまり変化しとは考えられない場合には、心筋負荷指数WPの算出を行わずに前回求めた心筋負荷指数WPを保持、表示することにより演算処理量を低減するための実施形態である。

【0188】ところで、大動脈起始部血圧を算出するためには、それに先だって循環動態パラメータの算出が必要である。この場合において、今回求めた循環動態パラメータの前回（あるいは複数回前）に求めた循環動態パラメータに対する変化（変化率）が小さい場合には、今回求めた循環動態パラメータにより得られるであろう大動脈起始部血圧の前回に求めた循環動態パラメータにより得られるであろう大動脈起始部血圧に対する変化（変化率）も小さいと考えられる。

【0189】そこで、本第5実施形態においては、今回求めた循環動態パラメータと前回求めた循環動態パラメータとを比較し、各循環動態パラメータの変化率が予め定めた基準変化率未満である場合には、大動脈起始部血圧の算出、ひいては、心筋負荷指数WPの算出を行わずに前回（あるいは複数回前）に求めた心筋負荷指数を保持し、表示を継続する。

【0190】また、今回求めた循環動態パラメータと前回求めた循環動態パラメータとを比較し、各循環動態パラメータの変化率が予め定めた基準変化率以上である場合には、今回求めた循環動態パラメータに基づいて大動脈起始部血圧の算出並びに心筋負荷指数WPの算出を行うものである。

【0191】より具体的には、今回も求めた循環動態パラメータと前回（あるいは複数回前）に求めた循環動態パラメータとを比較し、各循環動態パラメータの変化率が ± 5 [%] 以上である場合には大動脈起始部血圧の算出及びこの算出した大動脈起始部血圧に基づく心筋負荷指数WPの算出を行う。

【0192】一方、各循環動態パラメータの変化率が±5[%]未満の場合には、大動脈起始部血圧の算出及び心筋負荷指数WPの算出を行わず、前回（あるいは複数回前）に求めた心筋負荷指数を保持し、表示を継続する。この結果、本第5実施形態によれば、不必要な演算を行う必要がなくなり、演算処理量を低減し、処理を簡略化して、全体的な処理速度の向上を図ることが可能となる。

【0193】実施形態の変形例

本発明は上述した実施形態に限定されるものではなく、例えば以下のように種々の変形が可能である。例えば、1回拍出量SVの測定を行うことなく循環動態パラメータを求める形態も考えられる。すなわち、この実施形態によれば、循環動態パラメータのうちのインダクタンスLは固定値とすることとして、被験者から測定した橈骨動脈脈波の波形のみに基づいて、その他の循環動態パラメータの値を算出するようにする。このようにすれば、図1の構成において必要とされた1回拍出量測定器2を、図15に示す如く省略することが可能となる。したがって、この実施形態における測定の態様は、図16に示されるように、図2で必要とされたカフ帯S1が不要となっている。

【0194】ところで、このようにインダクタンスLの値を固定してしまうと、実測した1回拍出量を用いた方法に比して、得られる循環動態パラメータの精度が低下する。そこでこの点を補うため、図17に示すように、測定により得られた橈骨動脈波形（測定波形）W1と計算により得られた橈骨動脈波形（計算波形）W2とを重ねて出力装置6に表示させる。そして、まず、インダクタンスLの値を上記の固定値に設定して計算波形W2を求め、この波形を出力装置6に表示させて測定波形W1との波形の一致の程度を見る。次に、診断者が、上記の固定値とは異なる適当な値をインダクタンスLとして決めて、再度、計算波形W2を求めて測定波形W1との一致の程度を出力装置6上で見る。そして、以後は、診断者が上記と同様にインダクタンスLの値を幾つか適当に決めて、それぞれのインダクタンスLの値について計算波形W2を求め、出力装置6上で計算波形W2の各々と測定波形W1とを比較する。そして、これらの計算波形W2の中で測定波形W1と最も良く一致する波形の一つを選んで、その時のインダクタンスLの値を最適値として決定する。

【0195】なお、大動脈起始部の圧波形のモデルとしては、上述した三角波の代わりに台形波を使用することが考えられる。このようにすると、三角波で近似する場合に比べて実際の圧波形により近い波形となるため、さらに正確な循環動態パラメータを算出することができる。

【0196】また、脈波や1回拍出量の測定箇所は、図2や図16に示す場所に限られるのではなく、被験者

の体の如何なる部位であっても良い。すなわち、上述した実施形態では、被験者の上腕部にカフ帯S1を装着させた測定態様としたが、被験者の利便を考えるとカフ帯を使用しない形態が好ましいと言える。

【0197】その一例として、手首において橈骨動脈波形と1回拍出量の双方を測定する形態が考えられる。この種の構成例としては、図18に示すように、血圧測定用のセンサおよび1回拍出量測定用のセンサからなるセンサ12を腕時計11のベルト13に装着するとともに、脈波解析装置のうちセンサ12以外の構成部分10を腕時計11の本体部分に内蔵させた構成が考えられる。そして、図に示すように、センサ12が取り付け具14によってベルト13へ摺動自在に取り付けられており、被験者が腕時計11を手首にはめることで、センサ12が適度な圧力で橈骨動脈部へ押し当てられるようになっている。

【0198】また、指において脈波と1回拍出量とを測定する形態も考えられるのであって、この形態による装置の構成例を図19に示す。同図に示すように、血圧測定用のセンサおよび1回拍出量測定用のセンサからなるセンサ22を指（この図の例では人差し指）の根元に取り付けるとともに、脈波解析装置のうちセンサ22以外の構成部分10を腕時計21に内蔵させてリード線23、23を介してセンサ22へ接続してある。

【0199】さらに、これら2つの測定形態を組み合わせることによって、手首において1回拍出量を測定するとともに指において脈波を測定する形態、指において1回拍出量を測定するとともに手首において橈骨動脈波を測定する形態を実現することが可能となる。

【0200】そして、これらの如くカフ帯なしの構成とすることで被験者が腕をまくらずに済み、測定にあたって被験者の負担が軽減される。他方、カフ帯だけを用いた形態として図20に示す構成が考えられる。同図に示すように、血圧測定用のセンサおよび1回拍出量測定用のセンサからなるセンサ32と、脈波解析装置のうちセンサ32以外の構成部分10とを、カフ帯によって被験者の上腕部へ固定させており、図2と比較しても簡易な構成となっていることがわかる。

【0201】また、上記の実施形態においては、循環動態パラメータを算出するにあたって脈波を用いることとしたが、これに限定されるものではなく、その他の生体の状態を用いることが可能なことは言うまでもない。以上の実施形態においては、算出した循環動態パラメータに基づく大動脈起始部血圧及び検出した心拍数に基づいて心筋負荷指数を算出する構成としていたが、生体の末梢部血圧あるいは生体の末梢部の脈波波形に基づいて、生体の大動脈起始部血圧の推定値を算出すれば、算出方法の如何を問わず、同様に大動脈起始部血圧の推定値及び検出した心拍数に基づいて心筋負荷指数を算出することが可能である。

【0202】例えば、循環動態パラメータに基づいて算出した大動脈起始部血圧に代えて、生体の末梢部の脈波波形からGTF (General Transfer Function) 等の予め求めた所定の伝達関数に基づいて生体の大動脈起始部血圧の推定値を算出し、この算出した大動脈起始部血圧の推定値及び検出した心拍数に基づいて心筋負荷指数を算出するように構成することも可能である。この場合において、所定の伝達関数としては、万人に適用可能な一般的な伝達関数に限らず、特定の生体に固有の補正を加えた伝達関数を用いることも可能である。

【0203】実施形態の効果

本実施形態によれば、算出した循環動態パラメータに基づく大動脈起始部血圧の推定値及び検出した心拍数に基づいて心筋負荷指数を算出するので、末梢部血圧を用いて心筋負荷指数を算出する場合と比較して、より広範な条件下で、最適な心筋負荷指数を算出することが可能となる。

【0204】また、心拍数の変動率が基準心拍数変動率以上の場合に、大動脈起始部血圧及び検出した心拍数に基づいて心筋負荷指数を算出するので、常に大動脈起始部血圧及び検出した心拍数に基づいて心筋負荷指数を算出する構成と比較して、より処理を簡略化することができる。

【0205】さらに心拍数の変動率が基準心拍数変動率未満の場合に末梢部血圧及び検出した心拍数に基づいて心筋負荷指数を算出する構成によれば、正確な心筋負荷指数を得られるにも拘わらず、処理を簡略化することが可能となる。さらにまた、算出した循環動態パラメータの基準循環動態パラメータに対する変動率が予め設定したパラメータ基準変動率以上の場合に、大動脈起始部血圧及び検出した心拍数に基づいて心筋負荷指数を算出する構成によれば、心筋負荷指数があまり変化しない状態においては、不必要に演算処理を行うことがないので、処理の簡略化を図ることができる。

【0206】また、循環動態パラメータの変動率が基準パラメータ変動率未満の場合に末梢部血圧及び検出した心拍数に基づいて心筋負荷指数を算出する構成によれば、正確な心筋負荷指数を得られるにも拘わらず、処理を簡略化することが可能となる。さらに生体の末梢部血圧あるいは生体の末梢部の脈波波形に基づいて、生体の大動脈起始部血圧の推定値を算出し、生体の心拍数を検出し、大動脈起始部血圧の推定値及び検出した心拍数に基づいて心筋負荷指数を算出する構成によれば、簡易、正確、かつ、迅速に心筋負荷指数を算出することが可能となる。

【0207】さらにまた、生体の末梢部の脈波波形及び所定の伝達関数に基づいて生体の大動脈起始部血圧の推定値を算出し、生体の心拍数を検出し、大動脈起始部血圧及び検出した心拍数に基づいて心筋負荷指数を算出する構成によれば、簡易、正確、かつ、迅速に心筋負荷指

数を算出することが可能となる。

【0208】

【発明の効果】本発明によれば、循環動態パラメータを算出するに際し、前記概略駆出期間を初期値として算出した左心室加圧時間を用いることにより、心電計が不要となるなど装置構成を簡略化でき、被験者の循環動態を反映したより正確な循環動態パラメータを算出することができるので、得られた循環動態パラメータに基づいて生体の大動脈起始部血圧の推定値をより正確に算出することができる。

【0209】また、生体の末梢部血圧あるいは生体の末梢部の脈波波形に基づいて、生体の大動脈起始部血圧の推定値を算出し、生体の心拍数を検出し、大動脈起始部血圧の推定値及び検出した心拍数に基づいて心筋負荷指数を算出するので、簡易、正確、かつ、迅速に心筋負荷指数を算出することが可能となる。

【0210】また、生体の末梢部の脈波波形及び所定の伝達関数に基づいて生体の大動脈起始部血圧の推定値を算出し、生体の心拍数を検出し、大動脈起始部血圧及び検出した心拍数に基づいて心筋負荷指数を算出するので、簡易、正確、かつ、迅速に心筋負荷指数を算出することが可能となる。

【0211】さらに、算出した循環動態パラメータに基づく大動脈起始部血圧及び心電図などにより別個に検出した心拍数あるいは脈波波形から検出した心拍数に基づいて心筋負荷指数を算出するので、末梢部血圧を用いて心筋負荷指数を算出する場合と比較して、より広範な条件下で、最適な心筋負荷指数を算出することが可能となる。

【0212】また心筋負荷指数算出手段は、心拍数の変動率が基準心拍数変動率以上の場合に、大動脈起始部血圧及び検出した心拍数に基づいて心筋負荷指数を算出するので、常に大動脈起始部血圧及び検出した心拍数に基づいて心筋負荷指数を算出する構成と比較して、より処理を簡略化することができ、処理の高速化を図ることができる。

【0213】さらにまた、心筋負荷指数算出手段は、心拍数の変動率が基準心拍数変動率未満の場合に末梢部血圧及び検出した心拍数に基づいて心筋負荷指数を算出するので、正確な心筋負荷指数を得られるにも拘わらず、処理を簡略化することが可能となる。

【0214】また心筋負荷指数算出手段は、算出した循環動態パラメータの基準循環動態パラメータに対する変動率が予め設定したパラメータ基準変動率以上の場合に、大動脈起始部血圧及び検出した心拍数に基づいて心筋負荷指数を算出するので、心筋負荷指数があまり変化しない状態においては、不必要に演算処理を行うことがないので、処理の簡略化を図ることができる。

【0215】さらに心筋負荷指数算出手段は、循環動態パラメータの変動率が基準パラメータ変動率未満の場合

に末梢部血圧及び検出した心拍数に基づいて心筋負荷指数を算出するので、正確な心筋負荷指数を得られるにも拘わらず、処理を簡略化することが可能となる。

【図面の簡単な説明】

【図1】 本発明の第1実施形態による脈波解析装置の構成を示すブロック図である。

【図2】 第1実施形態における脈波検出装置、1回拍出量測定器を用いた測定態様を示す図である。

【図3】 (a)は、人体の動脈系をモデル化した四要素集中定数モデルを示す回路図、(b)は同じく五要素集中定数モデルを示す回路図である。

【図4】 左心室圧波形と大動脈起始部の血圧波形とを示す図である。

【図5】 大動脈起始部の血圧波形をモデル化した波形を示す図である。

【図6】 第1実施形態における脈波解析装置の動作の概要を示すフローチャートである。

【図7】 第1実施形態における脈波解析装置のパラメータ算出処理の動作を示すフローチャートである。

【図8】 第1実施形態における脈波解析装置のパラメータ算出処理の動作を示すフローチャートである。

【図9】 第1実施形態における脈波解析装置の α 、 ω 算出処理の動作を示すフローチャートである。

【図10】 第1実施形態における脈波解析装置の ω 算出処理の動作を示すフローチャートである。

【図11】 第1実施形態における脈波解析装置の平均化処理により得られた橈骨動脈波形を例示する波形図である。

【図12】 第1実施形態における脈波解析装置の演算処理により得られた橈骨動脈波形と平均化処理により得られた橈骨動脈波形とを重ね表示した波形図である。

【図13】 第1実施形態における脈波解析装置の平均化処理により得られた橈骨動脈波形へ適用する正規化の処理内容を説明する図である。

【図14】 左心室加圧時間 t_s と1拍の時間 t_p との相関を示す図である。

【図15】 第2実施形態による脈波解析装置の構成を示すブロック図である。

【図16】 第2実施形態における脈波検出装置を用いた測定態様を示す図である。

【図17】 第2実施形態において、出力装置に表示される橈骨動脈波の測定波形と計算波形の重ね表示を示す図である。

【図18】 センサを除く脈波解析装置の構成部分を腕時計に内蔵させ、センサを腕時計のバンドへ装着させた形態の斜視図である。

【図19】 センサを除く脈波解析装置の構成部分を腕時計に内蔵させ、センサを指の根元に装着させた形態の

斜視図である。

【図20】 センサを除く脈波解析装置の構成部分とセンサをカフ帯によって上腕部に取り付けた形態の構成図である。

【図21】 本発明の第3実施形態による血圧測定装置の構成を示すブロック図である。

【図22】 第1のタイプの脈波における大動脈圧波形(点線)と橈骨動脈波形(実線)の関係を表わす図である。

【図23】 第2のタイプの脈波における大動脈圧波形(点線)と橈骨動脈波形(実線)の関係を表わす図である。

【図24】 第3のタイプの脈波における大動脈圧波形(点線)と橈骨動脈波形(実線)の関係を表わす図である。

【図25】 中枢部血管抵抗 R_c とひずみ率 d の関係を表わす図である。

【図26】 末梢部血管抵抗 R_p とひずみ率 d の関係を表わす図である。

【図27】 血流による慣性 L とひずみ率 d の関係を表わす図である。

【図28】 コンプライアンス C とひずみ率 d の関係を表わす図である。

【図29】 収縮期面積法を説明した図である。

【図30】 従来の技術による血圧測定装置の構成を示す図である。

【図31】 静電容量 C_c を求めるプログラムのフローチャートである。

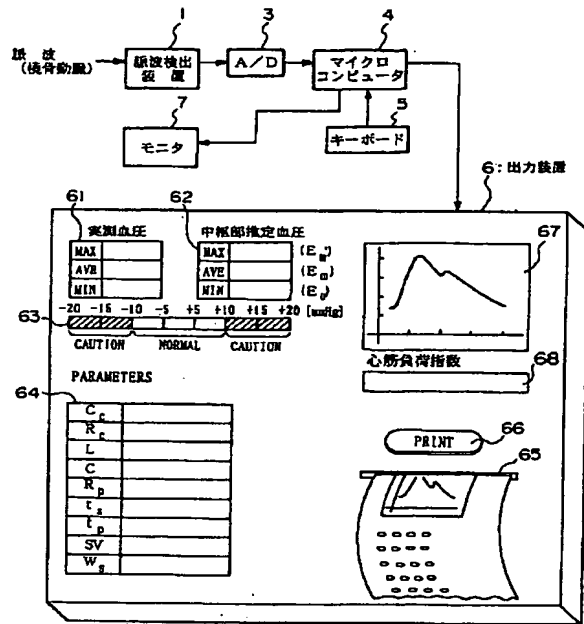
【図32】 静電容量 C_c を求める他のプログラムのフローチャートである。

【図33】 脈波波形の説明図である。

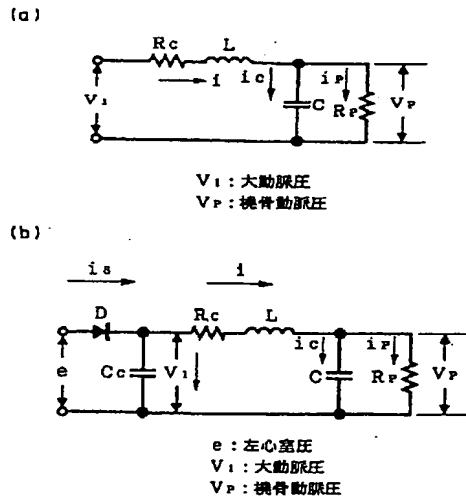
【符号の説明】

- 1 脈波検出装置
- 2 1回拍出量測定器
- 3 A/D変換器
- 4 マイクロコンピュータ
- 5 キーボード
- 6 出力装置
- 7 モニタ
- 61 実測血圧表示部
- 62 中枢部推定血圧表示部
- 63 警告表示部
- 64 パラメータ表示部
- 65 プリンタ
- 66 プリント指令ボタン
- 67 CRTディスプレイ
- 68 心筋負荷指数表示部

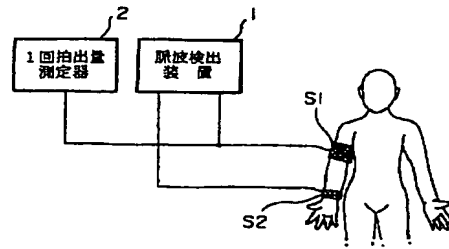
【図1】



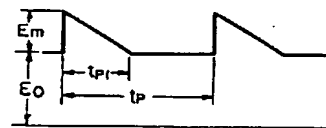
【図3】



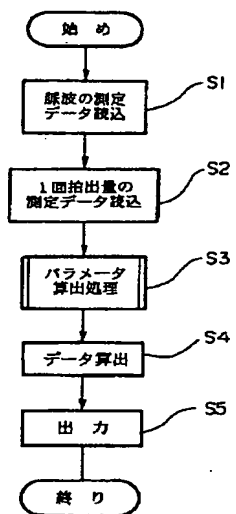
【図2】



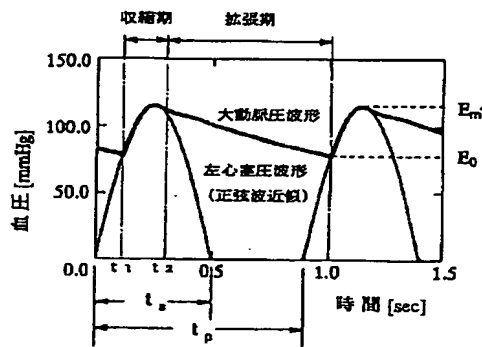
【図5】



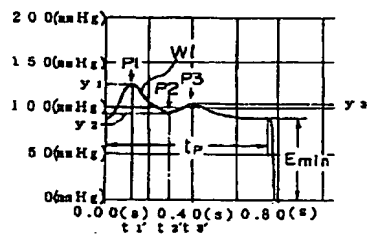
【図6】



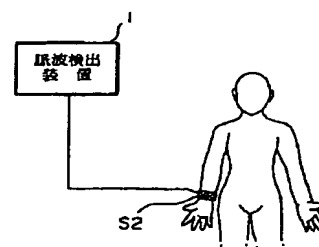
【図4】



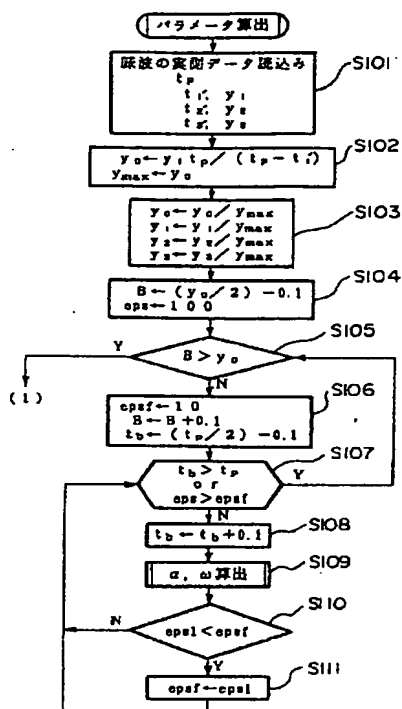
【図11】



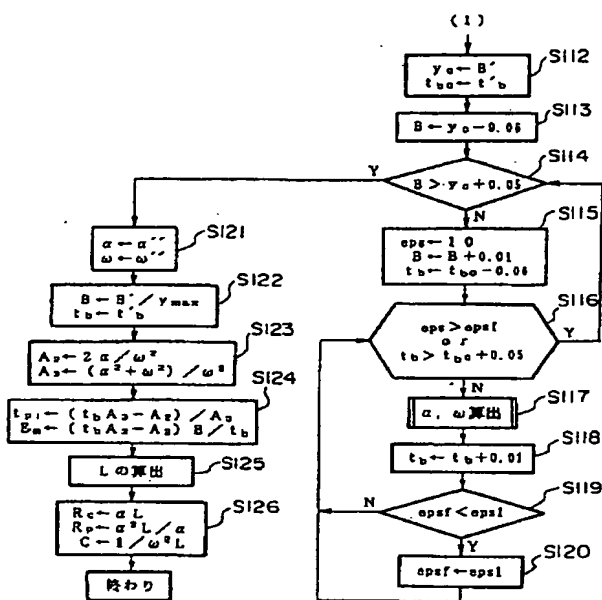
【図16】



【図7】



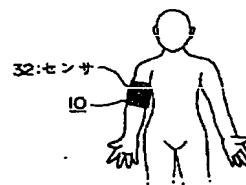
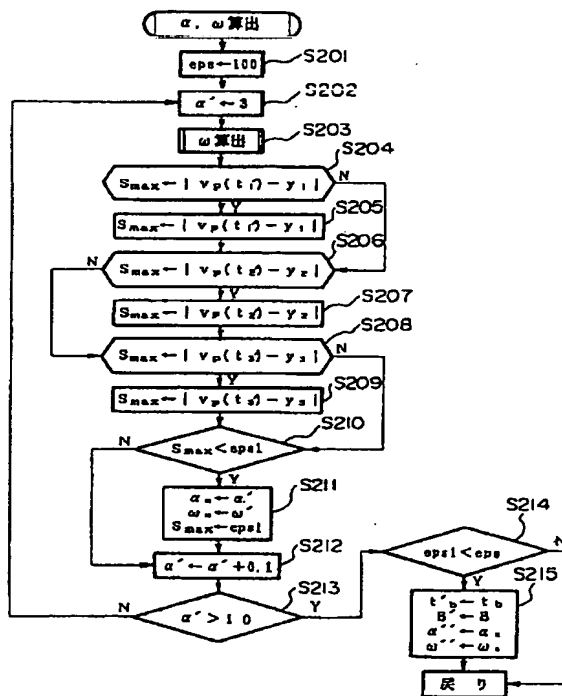
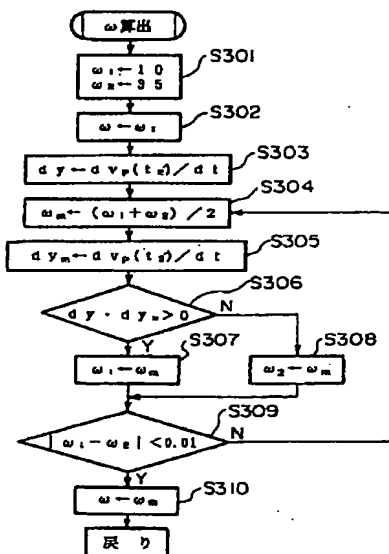
【図8】



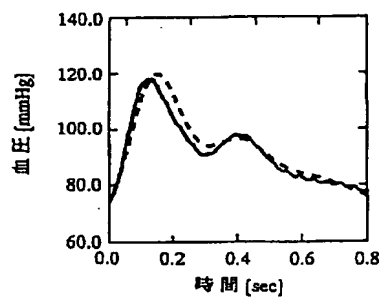
【図9】

【図20】

【図10】

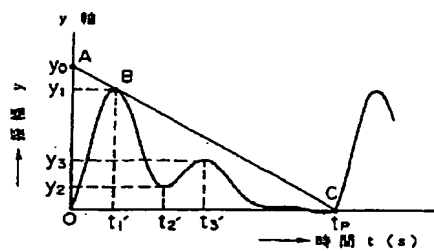


【図12】

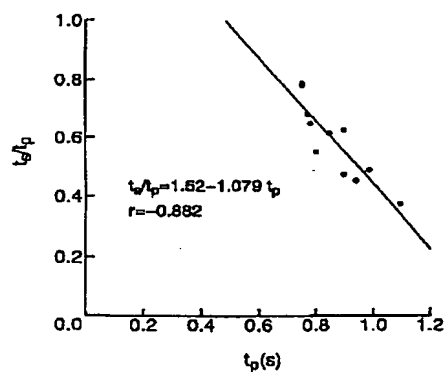


実線：桡骨動脈の実測波形（加算平均）
点線：計算波形

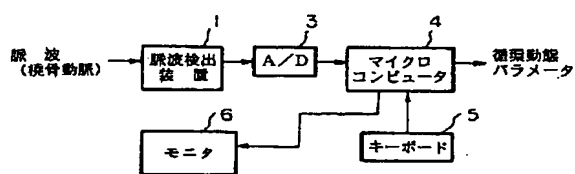
【図13】



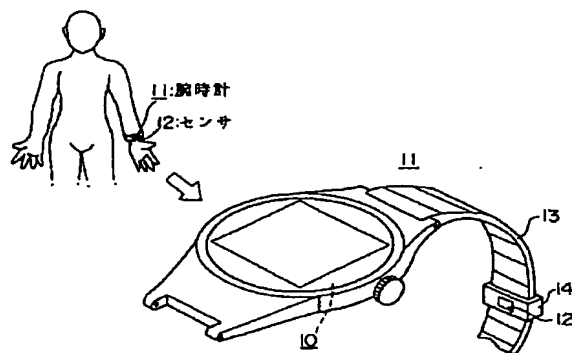
【図14】



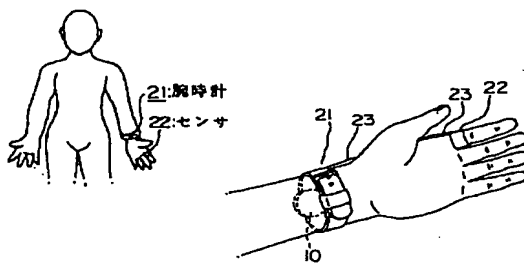
【図15】



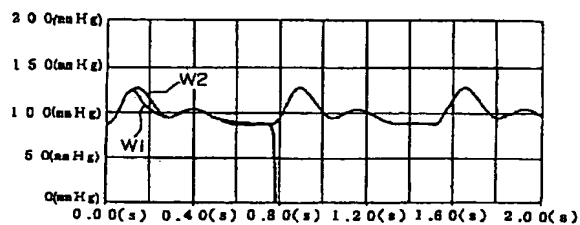
【図18】



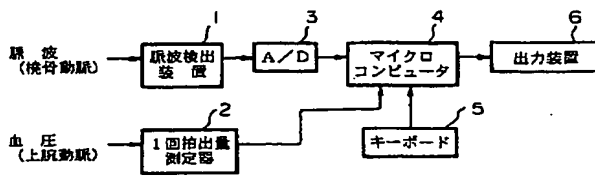
【図19】



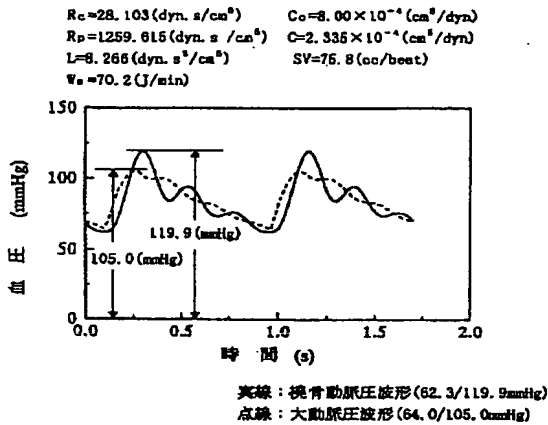
【図17】



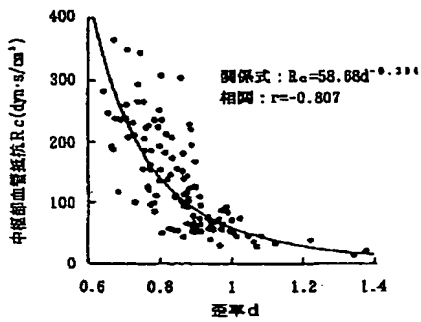
【図21】



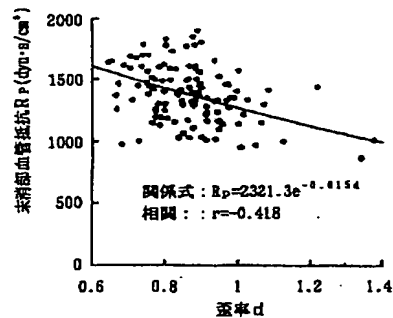
【図23】



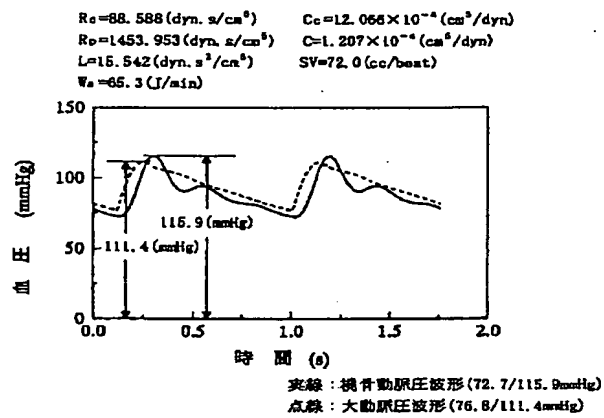
【図25】



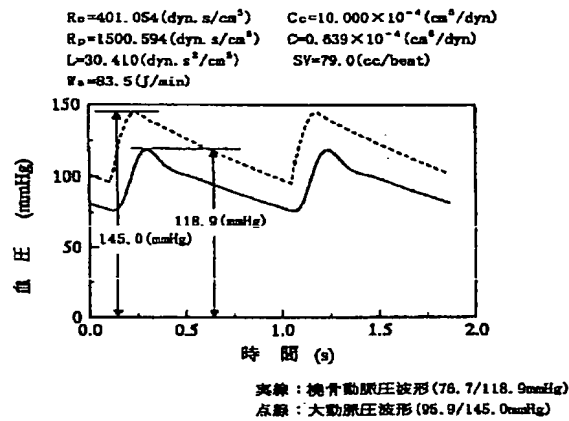
【図26】



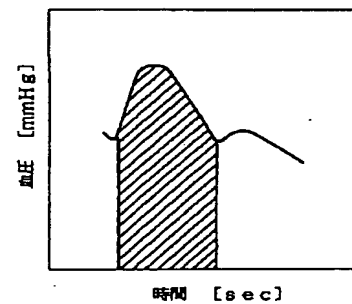
【図22】



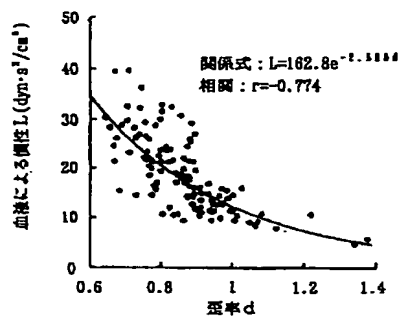
【図24】



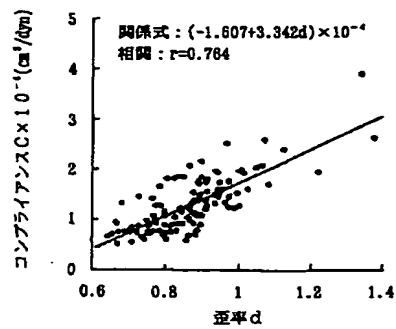
【図29】



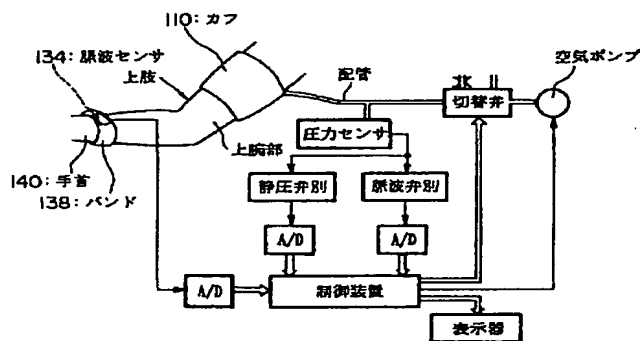
【図27】



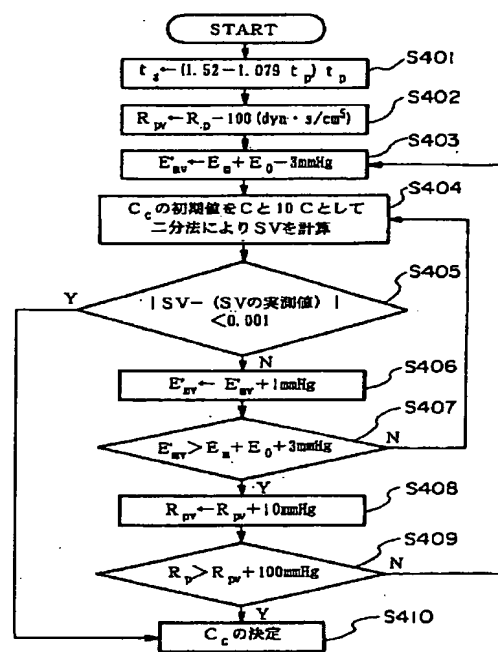
【図28】



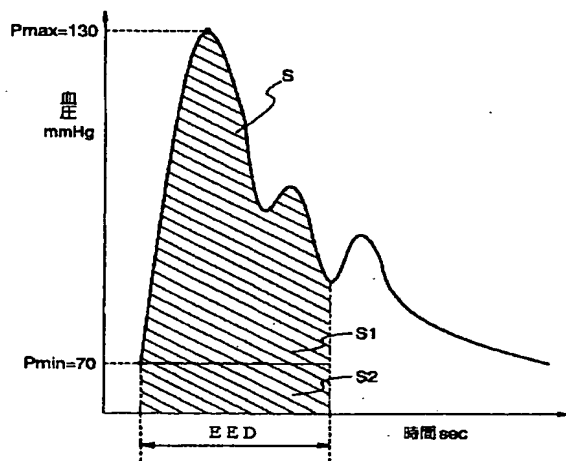
【図30】



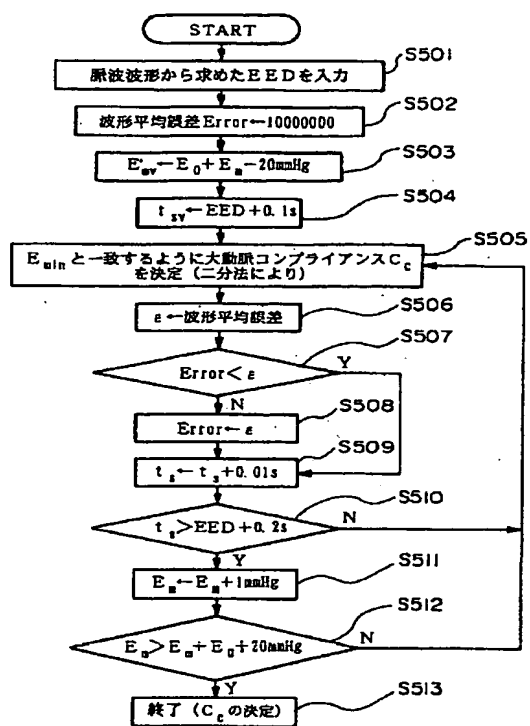
【図31】



【図33】



【图 3 2】



PATENT ABSTRACTS OF JAPAN

(11)Publication number : 11-178802

(43)Date of publication of application : 06.07.1999

(51)Int.Cl.

A61B 5/0245

(21)Application number : 09-355894

(71)Applicant : SEIKO EPSON CORP

(22)Date of filing : 24.12.1997

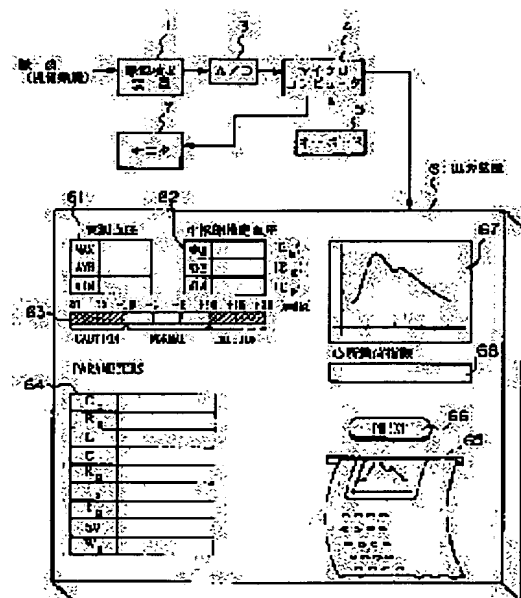
(72)Inventor : AMANO KAZUHIKO
UEBABA KAZUO
ISHIYAMA HITOSHI

(54) DEVICE AND METHOD FOR MEASURING BIOLOGICAL CONDITION

(57)Abstract:

PROBLEM TO BE SOLVED: To accurately estimate central blood pressure by use of simple constitution and calculate a more accurate myocardial load index WP which corresponds to the actual myocardial load.

SOLUTION: A microcomputer 4 can accurately estimate central blood pressure while simplifying its constitution, since it calculates an estimate of aortal origin blood pressure on the basis of a circulation kinetic parameter obtained by analyzing a pulse waveform output from a pulse wave detection device 1. The microcomputer 4 detects the pulse rate of a living body and calculates a myocardial load index on the basis of the estimate of the aortal origin blood pressure and the detected pulse rate, and can therefore calculate an optimum myocardial load index under a wider range conditions than it can when calculating the aortal load index by use of peripheral blood pressure.



LEGAL STATUS

[Date of request for examination]

25.07.2003

[Date of sending the examiner's decision of rejection]

[Kind of final disposal of application other than the examiner's decision of rejection or application converted registration]

[Date of final disposal for application]

[Patent number]

[Date of registration]

[Number of appeal against examiner's decision of rejection]

[Date of requesting appeal against examiner's]

* NOTICES *

JPO and NCIPi are not responsible for any damages caused by the use of this translation.

- 1.This document has been translated by computer. So the translation may not reflect the original precisely.
- 2.**** shows the word which can not be translated.
- 3.In the drawings, any words are not translated.

CLAIMS

[Claim(s)]

[Claim 1] A measurement means to measure the condition of said living body which contains between outline ejection phases based on the pattern of pulse wave of a living body's peripheral section, Based on said living body's condition, as a hemodynamics parameter showing the hemodynamics of an arterial system from said living body's central section to the peripheral section An analysis means to compute a hemodynamics parameter including aortic viscoelasticity, and a main artery blood-pressure calculation means to compute the estimate of said living body's aortic root blood pressure based on said hemodynamics parameter, A preparation and said analysis means are a living body condition measuring device characterized by using the ventriclus-sinister pressurization time amount which faced computing said hemodynamics parameter and computed between said outline ejection phases as initial value.

[Claim 2] The living body condition measuring device characterized by having a main artery blood-pressure calculation means to compute the estimate of said living body's aortic root blood pressure, a heart rate detection means to detect said living body's heart rate, and a myocardium load characteristic calculation means to compute a myocardium load characteristic based on the estimate and said detected heart rate of said aortic root blood pressure, based on the pattern of pulse wave of living body's peripheral section blood pressure or said living body's peripheral section.

[Claim 3] The living body condition measuring device characterized by having a main artery blood-pressure calculation means to compute the estimate of said living body's aortic root blood pressure based on a predetermined transfer function from the pattern of pulse wave of a living body's peripheral section, a heart rate detection means to detect said living body's heart rate, and a myocardium load characteristic calculation means to compute a myocardium load characteristic based on the estimate and said detected heart rate of said aortic root blood pressure.

[Claim 4] The living body condition measuring device characterized by having a heart rate detection means to detect said living body's heart rate, and a myocardium load characteristic calculation means to compute a myocardium load characteristic based on the estimate and said detected heart rate of said aortic root blood pressure, in a living body condition measuring device according to claim 1.

[Claim 5] The living body condition measuring device characterized by having a heart rate detection means to detect said living body's heart rate based on said pattern of pulse wave, and a myocardium load characteristic calculation means to compute a myocardium load characteristic based on the estimate and said detected heart rate of said aortic root blood pressure, in a living body condition measuring device according to claim 1.

[Claim 6] A measurement means to measure said living body's condition based on the pattern of pulse wave of a living body's peripheral section, Based on said living body's condition, as a hemodynamics parameter showing the hemodynamics of an arterial system from said living body's central section to the peripheral section An analysis means to compute a hemodynamics parameter including aortic viscoelasticity, and a main artery blood-pressure calculation means to compute the estimate of said living body's aortic root blood pressure based on said hemodynamics parameter, The living body condition measuring device characterized by having a heart rate detection means to detect said living body's heart rate, and a myocardium load characteristic calculation means to compute a myocardium load characteristic based on the estimate and said detected heart rate of said aortic root blood pressure.

[Claim 7] It is the living body condition measuring device characterized by what the viscoelasticity of the vascular resistance according [on claim 1 and a living body condition measuring device according to claim 4 to

6 and / said hemodynamics parameter] to the blood viscosity in said central section, the inertia of blood, the vascular resistance in said peripheral section, and the blood vessel in said peripheral section is included for. [Claim 8] In claim 1 and a living body condition measuring device according to claim 4 to 7 said main artery blood-pressure calculation means The diode corresponding to an aortic valve, and the 1st resistance corresponding to the vascular resistance by the blood viscosity in said central section, The inductance corresponding to the inertia of blood, and the 1st electrostatic capacity corresponding to the viscoelasticity of said main artery, It is the model which has the 2nd electrostatic capacity corresponding to the viscoelasticity of the 2nd resistance corresponding to the vascular resistance in said peripheral section, and the blood vessel in said peripheral section. The series circuit of said 1st electrostatic capacity is connected with said diode between the input terminals of a pair. The parallel circuit which consists of said 2nd electrostatic capacity and said 2nd resistance is inserted between the output terminals of a pair. The hemodynamics of said arterial system is modeled by the 5 element lumped model in which it comes to insert the series circuit which consists of said the 1st resistance and said inductance between said output terminals between the both-ends children of said 1st electrostatic capacity. The living body condition measuring device characterized by what the voltage waveform between the both-ends children of said 1st electrostatic capacity is made into said aortic pressure wave for while determining said hemodynamics parameter.

[Claim 9] In claim 1 and a living body condition measuring device according to claim 4 to 8, said living body's condition is a pulse wave in the peripheral section of said arterial system. Said blood-pressure calculation means The living body condition measuring device characterized by determining the value of each component which constitutes said 5 element lumped model so that the electrical signal corresponding to the wave of said pulse wave may be acquired from said output terminal when the electrical signal corresponding to said living body's systemic-heart room pressure is given between said input terminals.

[Claim 10] It is the living body condition measuring device which has a strain calculation means for said living body's condition to be a pulse wave in the peripheral section of said arterial system, and to compute the strain of this pulse wave from the wave of said pulse wave in claim 1 and a living body condition measuring device according to claim 4 to 8, and is characterized by said blood-pressure calculation means determining said hemodynamics parameter based on the correlation of said hemodynamics parameter and strain of said pulse wave.

[Claim 11] It is the living body condition measuring device which has a stroke volume detection means to detect said living body's stroke volume, in claim 1 and a living body condition measuring device according to claim 4 to 10, and is characterized by adjusting the value of said hemodynamics parameter by said blood-pressure calculation means so that the calculated value of the stroke volume obtained from said aortic pressure wave and the actual measurement of the stroke volume measured with said stroke volume measurement means may be in agreement.

[Claim 12] The living body condition measuring device characterized by having a workload calculation means to compute the workload of said living body's heart based on said aortic pressure wave, in claim 1 and a living body condition measuring device according to claim 4 to 11.

[Claim 13] In claim 1 and a living body condition measuring device according to claim 4 to 12 It has a distinction means to distinguish whether the rate of change to the criteria heart rate which is a heart rate of the resting period of said detected heart rate exceeded the criteria heart rate rate of change set up beforehand. Said myocardium load characteristic calculation means The living body condition measuring device characterized by computing a myocardium load characteristic based on said aortic root blood pressure and said detected heart rate based on said distinction when said rate of change is said more than criteria heart rate rate of change.

[Claim 14] A peripheral section blood-pressure detection means to detect said living body's peripheral section blood pressure noninvasive in a living body condition measuring device according to claim 13, and said myocardium load characteristic calculation means are a living body condition measuring device characterized by computing a myocardium load characteristic based on said peripheral section blood pressure and said detected heart rate based on said distinction when said rate of change is said under criteria heart rate rate of change.

[Claim 15] It is the living body condition measuring device which sets to claim 1 and a living body condition measuring device according to claim 4 to 12, and is characterized by said myocardium load characteristic calculation means computing a myocardium load characteristic based on said aortic root blood pressure and said detected heart rate when it is more than the parameter criteria rate of change that the rate of change to the

'criteria hemodynamics parameter which is said hemodynamics parameter in the predetermined timing of said computed hemodynamics parameter set up beforehand.

[Claim 16] It is the living body condition measuring device which has a peripheral section blood-pressure detection means to detect said living body's peripheral section blood pressure noninvasive, in a living body condition measuring device according to claim 15, and is characterized by said myocardium load characteristic calculation means compute a myocardium load characteristic based on said peripheral section blood pressure and said detected heart rate based on said distinction when said rate of change is said under criteria parameter rate of change.

[Claim 17] The measurements process which measures the condition of said living body which contains between outline ejection phases based on the pattern of pulse wave of a living body's peripheral section, Based on said living body's condition, as a hemodynamics parameter showing the hemodynamics of an arterial system from said living body's central section to the peripheral section The analysis process which computes a hemodynamics parameter including aortic viscoelasticity, It has the main artery blood-pressure calculation process which computes the estimate of said living body's aortic root blood pressure based on said hemodynamics parameter. Said analysis process The living body condition measuring method characterized by using the ventriculus-sinister pressurization time amount which faced computing said hemodynamics parameter and computed between said outline ejection phases as initial value.

[Claim 18] The measurements process which measures said living body's condition based on the pattern of pulse wave of a living body's peripheral section, Based on said living body's condition, as a hemodynamics parameter showing the hemodynamics of an arterial system from said living body's central section to the peripheral section The analysis process which computes a hemodynamics parameter including aortic viscoelasticity, and the main artery blood-pressure calculation process which computes the estimate of said living body's aortic root blood pressure based on said hemodynamics parameter, The living body condition measuring method characterized by having the heart rate detection process of detecting said living body's heart rate, and the myocardium load characteristic calculation process which computes a myocardium load characteristic based on said aortic root blood pressure and said detected heart rate.

[Claim 19] It has the distinction process which distinguishes whether the rate of change to the criteria heart rate which is a heart rate of the resting period of said detected heart rate exceeded the criteria heart rate rate of change set up beforehand in the living body condition measuring method according to claim 18. Said myocardium load characteristic calculation process is a living body condition measuring method characterized by computing a myocardium load characteristic based on said aortic root blood pressure and said detected heart rate based on said distinction when said rate of change is said more than criteria heart rate rate of change.

[Claim 20] It is the living body condition measuring method which has the peripheral section blood-pressure detection process of detecting said living body's peripheral section blood pressure noninvasive, in a living body condition measuring method according to claim 19, and is characterized by said myocardium load characteristic calculation process computing a myocardium load characteristic based on said peripheral section blood pressure and said detected heart rate based on said distinction when said rate of change is said under criteria heart rate rate of change.

[Claim 21] The living body condition measuring method characterized by having the heart rate detection process of detecting said living body's heart rate, and the myocardium load characteristic calculation process which computes a myocardium load characteristic based on the estimate and said detected heart rate of said aortic root blood pressure in a living body condition measuring method according to claim 17.

[Claim 22] The living body condition measuring method characterized by having the heart rate detection process of detecting said living body's heart rate based on said pattern of pulse wave, and the myocardium load characteristic calculation process which computes a myocardium load characteristic based on the estimate and said detected heart rate of said aortic root blood pressure in a living body condition measuring method according to claim 17.

[Claim 23] It is the living body condition measuring method which sets for a living body condition measuring method according to claim 17 to 22, and is characterized by said myocardium load characteristic calculation process computing a myocardium load characteristic for the parameter criteria rate of change which the rate of change to the criteria hemodynamics parameter which is said hemodynamics parameter in the predetermined timing of said computed hemodynamics parameter set up beforehand based on said aortic root blood pressure

"and said detected heart rate in the above case.

[Claim 24] It is the living body condition measuring method which has the peripheral section blood-pressure detection process of detecting said living body's peripheral section blood pressure noninvasive, in a living body condition measuring method according to claim 23, and is characterized by said myocardium load characteristic calculation process computing a myocardium load characteristic based on said peripheral section blood pressure and said detected heart rate based on said distinction when said rate of change is said under criteria parameter rate of change.

[Translation done.]

* NOTICES *

JPO and NCIPi are not responsible for any damages caused by the use of this translation.

1. This document has been translated by computer. So the translation may not reflect the original precisely.
2. **** shows the word which can not be translated.
3. In the drawings, any words are not translated.

DETAILED DESCRIPTION

[Detailed Description of the Invention]

[0001]

[Field of the Invention] This invention relates to a suitable living body condition measuring device and a living body condition measuring method, in order to measure the condition of the body as a living body, especially it relates to the suitable living body condition measuring device for calculation and living body condition measuring method of a myocardium load characteristic.

[0002]

[Description of the Prior Art] When diagnosing about the condition of the circulatory system of the body, most generally blood pressure, a heart rate, etc. are used. However, in order to perform a still more detailed diagnosis, it is necessary to measure so-called hemodynamics parameter called the viscous drag and compliance of a blood vessel.

[0003] By the way, when it models and expresses these hemodynamics parameters, the 4 element lumped model is used as a model which describes behavior of an arterial system. On the other hand, in order to measure the above-mentioned hemodynamics parameter, it is necessary to measure the pressure wave form and blood stream in an aortic root and the notch section. That is, the approach of taking the approach of inserting and measuring a catheter directly in an artery, or measuring indirectly ultrasonically etc. will be taken.

[0004] By the approach of inserting and measuring a catheter directly in the above and a pulse, since it became invasion-measurement, while the burden to a test subject was large, there was a problem that equipment will also become large-scale. Although the blood flow in a blood vessel could be observed non-invasive and the burden to a test subject could be reduced by the approach of on the other hand measuring indirectly ultrasonically etc., measurement took skill and there was a problem that the equipment for measurement will also become too large-scale.

[0005] Then, this invention person found out the approach of computing the parameter of a 4 element lumped model in approximation by measuring the pattern of pulse wave and stroke volume of a radial artery. And the pulse wave analysis equipment which can evaluate a hemodynamics parameter non-invasive and easily has been proposed by using this approach (JP,6-205747,A, the name of invention: pulse wave analysis equipment).

[0006] By the way, in the approach of computing the parameter of a 4 element lumped model in approximation, the model which divides the compliance of a blood vessel into the central section and the peripheral section of an arterial system, and deals with it is not adopted by measuring the pattern of pulse wave and stroke volume of the above-mentioned radial artery. Therefore, when a patient was medicated with the time of movement, or hemodynamics actuation medicine and a patient was medicated with hemodynamics agonist, the effectiveness was not able to be divided into the central section and the peripheral section, and was not able to be evaluated.

[0007] Next, measurement of the blood pressure mentioned above is explained briefly. The blood-pressure-measurement equipment of the noninvasive mold generally used from the former made a test subject's overarm section etc. equip with a cuff (armband), and has measured the blood-pressure value by detecting a test subject's pulse wave, putting a pressure on a cuff. Thus, JP,4-276234,A is mentioned as a measuring device of the blood pressure in a test subject's peripheral section. That is, as shown in drawing 29 R> 9, while making a cuff 110 wind around the overarm section of a test subject's upper extremity and attaching it, a band 138 is stuck to a wrist 140, winding and the pulse wave sensor 134 are stuck in a test subject's radial-artery section, and a test subject's pulse wave is detected. And after making a cuff 110 pressurize, a highest-blood-pressure value and a lowest-blood-pressure value are measured by the well-known oscillometric method at the time of pressure

lowering.

[0008] By the way, if the blood-pressure value by the side of the center in the arterial system of the body and the blood-pressure value by the side of a tip are surveyed, a difference will be looked at especially about a highest-blood-pressure value by the blood-pressure value by the side of a center and a tip. And extent of this difference varies with the configuration of the pulse wave observed by the tip side. The situation of fluctuation of a blood-pressure value which was dependent on the configuration of such a pulse wave at drawing 22 - drawing 24 is shown.

[0009] The radial-artery pressure wave form, and the highest / lowest-blood-pressure value which is a tip side is shown in these drawings at the aortic pressure wave which is a center side and the highest / lowest-blood-pressure value, and the list. In the case of the pattern of pulse wave of the 1st type shown in drawing 22, although each highest-blood-pressure value of a radial-artery side acquired from the radial-artery wave shown as the aortic pressure wave shown by the dotted line and a continuous line is high a little, you may say that it is in general equal.

[0010] However, in the case of the pattern of pulse wave of the 2nd type shown in drawing 23, highest-blood-pressure differences are 14.9mmHg(s). It becomes and becomes quite large as compared with the case of the pattern of pulse wave of the 1st type shown in drawing 22. Furthermore, if it becomes the pattern of pulse wave of the 3rd type shown in drawing 24, a highest-blood-pressure difference will turn still larger up with 26.1mmHg(s), and, on the whole, as for the pattern of pulse wave of the 1st thru/or the 2nd type, an aortic pressure wave will far come to exceed a radial-artery wave conversely.

[0011] the lowest-blood-pressure [according to these drawing 22 - drawing 24 incidentally] value by the side of a radial artery -- the configuration of a pulse wave -- not depending -- abbreviation -- it turns out that it is the same. Here, the pulse wave of the 1st mentioned already thru/or the 3rd type is explained briefly. The wave is carried out calmly and is relaxation, the pattern of pulse wave of the 1st type is normal health people's pulse condition, and few things of turbulence are [a rhythm is fixed and] the descriptions.

[0012] Moreover, the subsequent diastolic peak of the description is quite higher than usual at the same time the pattern of pulse wave of the 2nd type descends immediately after starting rapidly, and an aortic notch is incised deeply. Moreover, it is the description that the pattern of pulse wave of the 3rd type starts rapidly, and does not immediately descend after that, but the condition that blood pressure is high carries out fixed time amount continuation.

[0013] This when an aortic root, i.e., the blood-pressure value of center side, may be low in the blood-pressure value by the side of tips, such as the radius section and the overarm section, being high may have [being led from these illustrated drawings] a high blood-pressure value by the side of a center in the blood-pressure value by the side of a tip being conversely low. Such relation changes with configurations of a pattern of pulse wave, and, moreover, these relation is appearing vividly in the configuration of a pattern of pulse wave.

[0014] For example, a patient is medicated with an antihypertensive for a hypertension therapy, and suppose that medicinal effectiveness is seen based on the blood pressure of the radial-artery section. Even if the blood pressure measured by the tip side falls in such a case, it is also a certain reason that the blood pressure by the side of a center has not fallen in fact. Therefore, the case where it is difficult to grasp drug effect correctly can be referred to as being only from the blood pressure by the side of a tip.

[0015] Moreover, if the aortic pressure wave changed and the blood pressure by the side of a center has fallen contrary to this even if change is not looked at by the blood pressure by the side of a tip, the burden of the heart is light in fact. In such a case, even if it does not lower the blood pressure by the side of a tip by force, although medicinal effectiveness has shown up enough, it is difficult for it to judge this only from the blood pressure by the side of a tip.

[0016] By the way, the myocardium load characteristic (W-Product) is used as an index for guessing from before how much the load to a myocardium is. When the myocardium load characteristic WP sets blood pressure by the side of a tip to Pperi and a heart rate is set to HR, it is expressed as follows.

$WP = P_{peri} \times HR$ [0017]

[Problem(s) to be Solved by the Invention] As mentioned above, even when the blood-pressure value by the side of a tip is high, an aortic root, i.e., the blood-pressure value by the side of a center, may be low. Furthermore, with this, the blood-pressure value by the side of a tip is low conversely, by the case, the blood-pressure value by the side of a center may be high, and the blood-pressure value by the side of a tip is not

necessarily being interlocked with the blood-pressure value by the side of a center, either.

[0018] by the way, when the myocardium load characteristic was computed based on the blood-pressure value (systolic blood pressure) measured by the tip side as carried out from the former in spite of making a myocardium load characteristic the index for seeing the burden of the heart how much be originally, it had overestimating the burden of the heart and underestimating conversely fault .

[0019] Then, the 1st purpose of this invention is to offer the living body condition measuring device which can presume central section blood pressure correctly with a simple configuration, and a living body condition measuring method.

[0020] Moreover, the 2nd purpose of this invention is to offer the living body condition measuring device and living body condition measuring method which can compute the exact myocardium load characteristic WP rather than corresponding to an actual myocardium load.

[0021]

[Means for Solving the Problem] In order to solve the above-mentioned technical problem, a configuration according to claim 1 A measurement means to measure the condition of said living body which contains between outline ejection phases based on the pattern of pulse wave of a living body's peripheral section, Based on said living body's condition, as a hemodynamics parameter showing the hemodynamics of an arterial system from said living body's central section to the peripheral section An analysis means to compute a hemodynamics parameter including aortic viscoelasticity, and a main artery blood-pressure calculation means to compute the estimate of said living body's aortic root blood pressure based on said hemodynamics parameter, A preparation and said analysis means are faced computing said hemodynamics parameter, and are characterized by using the ventriculus-sinister pressurization time amount which computed between said outline ejection phases as initial value.

[0022] The configuration according to claim 2 is characterized by having a main artery blood-pressure calculation means to compute the estimate of said living body's aortic root blood pressure, a heart rate detection means to detect said living body's heart rate, and a myocardium load characteristic calculation means to compute a myocardium load characteristic based on the estimate and said detected heart rate of said aortic root blood pressure, based on the pattern of pulse wave of living body's peripheral section blood pressure or said living body's peripheral section.

[0023] The configuration according to claim 3 is characterized by having a main artery blood-pressure calculation means to compute the estimate of said living body's aortic root blood pressure based on a predetermined transfer function from the pattern of pulse wave of a living body's peripheral section, a heart rate detection means to detect said living body's heart rate, and a myocardium load characteristic calculation means to compute a myocardium load characteristic based on the estimate and said detected heart rate of said aortic root blood pressure.

[0024] The configuration according to claim 4 is characterized by having a heart rate detection means to detect said living body's heart rate, and a myocardium load characteristic calculation means to compute a myocardium load characteristic based on the estimate and said detected heart rate of said aortic root blood pressure in the configuration according to claim 1.

[0025] The configuration according to claim 5 is characterized by having a heart rate detection means to detect said living body's heart rate based on said pattern of pulse wave, and a myocardium load characteristic calculation means to compute a myocardium load characteristic based on the estimate and said detected heart rate of said aortic root blood pressure in the configuration according to claim 1.

[0026] A measurement means by which a configuration according to claim 6 measures said living body's condition based on the pattern of pulse wave of a living body's peripheral section, Based on said living body's condition, as a hemodynamics parameter showing the hemodynamics of an arterial system from said living body's central section to the peripheral section An analysis means to compute a hemodynamics parameter including aortic viscoelasticity, and a main artery blood-pressure calculation means to compute the estimate of said living body's aortic root blood pressure based on said hemodynamics parameter, It is characterized by having a heart rate detection means to detect said living body's heart rate, and a myocardium load characteristic calculation means to compute a myocardium load characteristic based on the estimate and said detected heart rate of said aortic root blood pressure.

[0027] The configuration according to claim 7 is characterized by what said hemodynamics parameter includes

the viscoelasticity of the inertia of the blood in the vascular resistance by the blood viscosity in said central section, and said central section, the vascular resistance in said peripheral section, and the blood vessel in said peripheral section for in the configuration according to claim 3.

[0028] A configuration according to claim 8 is set in claim 1 and a configuration according to claim 4 to 7. Said blood-pressure calculation means The diode corresponding to an aortic valve, and the 1st resistance corresponding to the vascular resistance by the blood viscosity in said central section, The inductance corresponding to the inertia of the blood in said central section, and the 1st electrostatic capacity corresponding to the viscoelasticity of said main artery, It is the model which has the 2nd electrostatic capacity corresponding to the viscoelasticity of the 2nd resistance corresponding to the vascular resistance in said peripheral section, and the blood vessel in said peripheral section. The series circuit of said 1st electrostatic capacity is connected with said diode between the input terminals of a pair. The parallel circuit which consists of said 2nd electrostatic capacity and said 2nd resistance is inserted between the output terminals of a pair. The hemodynamics of said arterial system is modeled by the 5 element lumped model in which it comes to insert the series circuit which consists of said the 1st resistance and said inductance between said output terminals between the both-ends children of said 1st electrostatic capacity. While determining said hemodynamics parameter, it is characterized by what the voltage waveform between the both-ends children of said 1st electrostatic capacity is made into said aortic pressure wave for.

[0029] A configuration according to claim 9 is a pulse wave [in / in said living body's condition / the peripheral section of said arterial system] in claim 1 and a configuration according to claim 4 to 8. Said blood-pressure calculation means When the electrical signal corresponding to said living body's systemic-heart room pressure is given between said input terminals, it is characterized by determining the value of each component which constitutes said 5 element lumped model so that the electrical signal corresponding to the wave of said pulse wave may be acquired from said output terminal.

[0030] A configuration according to claim 10 has a strain calculation means by which said living body's condition is a pulse wave in the peripheral section of said arterial system, and computes the strain of this pulse wave from the wave of said pulse wave in claim 1 and a configuration according to claim 4 to 8, and said blood-pressure calculation means is characterized by determining said hemodynamics parameter based on the correlation of said hemodynamics parameter and strain of said pulse wave.

[0031] It is characterized by adjusting the value of said hemodynamics parameter by said blood-pressure calculation means so that a configuration according to claim 11 may have a stroke volume detection means to detect said living body's stroke volume, in claim 1 and a configuration according to claim 4 to 10 and the calculated value of the stroke volume obtained from said aortic pressure wave and the actual measurement of the stroke volume measured with said stroke volume measurement means may be in agreement.

[0032] The configuration according to claim 12 is characterized by having a workload calculation means to compute the workload of said living body's heart based on said aortic pressure wave in claim 1 and the configuration according to claim 4 to 11.

[0033] A configuration according to claim 13 is set in a configuration according to claim 4 to 12. It has a distinction means to distinguish whether the rate of change to the criteria heart rate which is a heart rate of the resting period of said detected heart rate exceeded the criteria heart rate rate of change set up beforehand. Said myocardium load characteristic calculation means Based on said distinction, when said rate of change is said more than criteria heart rate rate of change, it is characterized by computing a myocardium load characteristic based on said aortic root blood pressure and said detected heart rate.

[0034] A configuration according to claim 14 has a peripheral section blood-pressure detection means to detect said living body's peripheral section blood pressure noninvasive, in a configuration according to claim 13, and said myocardium load characteristic calculation means is characterized by computing a myocardium load characteristic based on said peripheral section blood pressure and said detected heart rate based on said distinction, when said rate of change is said under criteria heart rate rate of change.

[0035] A configuration according to claim 15 is set in claim 1 and a configuration according to claim 4 to 12, and is characterized by said myocardium load characteristic calculation means computing a myocardium load characteristic based on said aortic root blood pressure and said detected heart rate, when it is more than the parameter criteria rate of change that the rate of change to the criteria hemodynamics parameter which is said hemodynamics parameter in the predetermined timing of said computed hemodynamics parameter set up

beforehand.

[0036] A configuration according to claim 16 has a peripheral section blood-pressure detection means to detect said living body's peripheral section blood pressure noninvasive, in a configuration according to claim 15, and said myocardium load characteristic calculation means is characterized by computing a myocardium load characteristic based on said peripheral section blood pressure and said detected heart rate based on said distinction, when said rate of change is said under criteria parameter rate of change. The measurements process which measures said living body's condition that a configuration according to claim 17 contains between outline ejection phases based on the pattern of pulse wave of a living body's peripheral section, Based on said living body's condition, as a hemodynamics parameter showing the hemodynamics of an arterial system from said living body's central section to the peripheral section The analysis process which computes a hemodynamics parameter including aortic viscoelasticity, It has the main artery blood-pressure calculation process which computes the estimate of said living body's aortic root blood pressure based on said hemodynamics parameter. Said analysis process It faces computing said hemodynamics parameter and is characterized by using the ventriculus-sinister pressurization time amount which computed between said outline ejection phases as initial value.

[0037] The measurements process to which a configuration according to claim 18 measures said living body's condition based on the pattern of pulse wave of a living body's peripheral section, Based on said living body's condition, as a hemodynamics parameter showing the hemodynamics of an arterial system from said living body's central section to the peripheral section The analysis process which computes a hemodynamics parameter including aortic viscoelasticity, The main artery blood-pressure calculation process which computes said living body's aortic root blood pressure based on said hemodynamics parameter, It is characterized by having the heart rate detection process of detecting said living body's heart rate, and the myocardium load characteristic calculation process which computes a myocardium load characteristic based on said aortic root blood pressure and said detected heart rate.

[0038] A configuration according to claim 19 has the distinction distinction process that the rate of change to the criteria heart rate which is a heart rate of the resting period of said detected heart rate distinguishes whether the criteria heart rate rate of change set up beforehand was exceeded in a configuration according to claim 18. Based on said distinction, said myocardium load characteristic calculation process is characterized by computing a myocardium load characteristic based on said aortic root blood pressure and said detected heart rate, when said rate of change is said more than criteria heart rate rate of change.

[0039] A configuration according to claim 20 has the peripheral section blood-pressure detection process of detecting said living body's peripheral section blood pressure noninvasive, in a configuration according to claim 18, and said myocardium load characteristic calculation process is characterized by computing a myocardium load characteristic based on said peripheral section blood pressure and said detected heart rate based on said distinction, when said rate of change is said under criteria heart rate rate of change.

[0040] The configuration according to claim 21 is characterized by having the heart rate detection process of detecting said living body's heart rate, and the myocardium load characteristic calculation process which computes a myocardium load characteristic based on the estimate and said detected heart rate of said aortic root blood pressure in the configuration according to claim 17.

[0041] The configuration according to claim 22 is characterized by having the heart rate detection process of detecting said living body's heart rate based on said pattern of pulse wave, and the myocardium load characteristic calculation process which computes a myocardium load characteristic based on the estimate and said detected heart rate of said aortic root blood pressure in the configuration according to claim 17.

[0042] A configuration according to claim 23 is set for a living body condition measuring method according to claim 17 to 22, and is characterized by said myocardium load characteristic calculation process computing a myocardium load characteristic for the parameter criteria rate of change which the rate of change to the criteria hemodynamics parameter which is said hemodynamics parameter in the predetermined timing of said computed hemodynamics parameter set up beforehand based on said aortic root blood pressure and said detected heart rate in the above case.

[0043] A configuration according to claim 24 has the peripheral section blood-pressure detection process of detecting said living body's peripheral section blood pressure noninvasive, in a configuration according to claim 23, and said myocardium load characteristic calculation process is characterized by computing a myocardium

load characteristic based on said peripheral section blood pressure and said detected heart rate based on said distinction, when said rate of change is said under criteria parameter rate of change.

[0044]

[Embodiment of the Invention] Next, the suitable operation gestalt of this invention is explained with reference to a drawing.

With reference to a drawing, the 1st operation gestalt of this invention is explained below the 1st operation gestalt.

[0045] [1] The configuration block Fig. of the blood-pressure-measurement equipment as a living body condition measuring device by the 1st operation gestalt is shown in the outline block diagram 1 of blood-pressure-measurement equipment. With a **** 1 operation gestalt, the hemodynamics parameter of the arterial system of the body is evaluated based on the information acquired from the body by the non-invasive sensor, and although the highest blood pressure in the central section, the lowest blood pressure, a myocardium load characteristic, and a cardiac work are computed based on the obtained hemodynamics parameter, suppose that it mentions later about the concrete contents of the hemodynamics parameter.

[0046] Pulse wave detection equipment 1 detects a test subject's blood pressure through the cuff band S1 with which a test subject's overarm section was equipped while detecting a radial-artery wave through the pressure sensor S2 with which a test subject's wrist was equipped, as shown in drawing 2. And the measured radial-artery wave is proofread with blood pressure, and it outputs as an analog electrical signal. This analog signal is inputted into the A/D (analog to digital) transducer 3, and is changed into a digital signal for every predetermined sampling period.

[0047] As shown in drawing 2, it connects with the cuff band S1, and the stroke volume measuring instrument 2 measures the stroke volume which is an amount of the blood which flows out of the heart by 1 time of ** through this cuff band S1, and outputs it with a digital signal by using that measurement result as stroke volume data. As this kind of a measuring instrument, the equipment which measures by the so-called contraction stage area method can be used.

[0048] The microcomputer 4 contains the wave memory for storing the pattern of pulse wave incorporated from A/D converter 3, and the temporary storage memory as a working area. And a microcomputer 4 performs various kinds of processings as shown in drawing 6 according to the command issued from the keyboard 5 which is an input device, and outputs the result obtained from these processings to an output unit 6.

[0049] Here, only the outline of processing is explained and suppose that it explains in full detail in the case of explanation of operation about the detail of those processings.

** Measurement data reading processing of a pulse wave (step S1)

a) Incorporate the time series digital signal of a radial-artery wave acquired through A/D converter 3 in built-in wave memory (illustration abbreviation).

b) the radial-artery wave incorporated to wave memory -- " -- equalize to every ** and search for the radial-artery wave (it is hereafter called an average wave) corresponding to one beat.

[0050] ** Measurement data reading processing of stroke volume (step S2)

** parameter calculation processing in which stroke volume data are incorporated to the temporary storage memory of microcomputer 4 built-in (step S3)

It asks for the formula showing the radial-artery wave corresponding to one beat, and each parameter of the electric model corresponding to an arterial system is computed based on this formula.

[0051] ** Data calculation processing (step S4)

From the obtained hemodynamics parameter, while asking for the pattern of pulse wave in an aortic root, the highest-blood-pressure value in an aortic root, a lowest-blood-pressure value, the myocardium load characteristic WP, and the workload of the heart are computed.

** Output processing (step S5)

The obtained hemodynamics parameter, a highest-blood-pressure value, a lowest-blood-pressure value, the myocardium load characteristic WP, and the workload of the heart are outputted to an output unit 6.

[0052] [2] Explain the detail configuration of an output unit, next the detail of an output unit 6 with reference to drawing 1. The observation blood-pressure display 61 displays the highest blood pressure, the lowest blood pressure, and mean blood pressure which were surveyed based on the radial-artery wave.

[0053] The central section presumption blood-pressure display 62 displays the mean blood pressure E01 of the

central section called for by processing mentioned later, highest-blood-pressure E_m' , and the lowest blood pressure E_o . The alarm display section 63 is constituted by two or more LED arranged by the horizontal single tier, and turns on these LED corresponding to the difference of the highest blood pressure and highest-blood-pressure E_m' of the central section which were surveyed.

[0054] That is, if both difference is ≤ 10 or less mmHg, green LED of "NORMAL" is turned on, and when a difference exceeds ≤ 10 mmHg, LED of the red of "CAUTION" will be turned on.

[0055] The parametric representation section 64 will display these parameters, if electrostatic capacity C_c , electric resistance R_c , an inductance L , electrostatic capacity C , electric resistance R_p , the ventriclus-sinister pressurization time amount t_s , the time amount t_p of one beat, stroke volume SV , and a cardiac work W_s are supplied from a microcomputer 4. In addition, about the detail of these parameters, it mentions later. CRT display 67 displays various kinds of waves, such as a radial-artery wave, a ventriclus-sinister pressure wave form, and an aortic pressure wave.

[0056] A printer 65 prints out in a form various kinds of data displayed on the observation blood-pressure display 61, the central section presumption blood-pressure display 62, the alarm display section 63, and the parametric representation section 64, and the wave displayed on CRT display 67, if the print command carbon button 66 is pushed.

[0057] The myocardium load characteristic display 68 displays the myocardium load characteristic WP called for by processing mentioned later. Here, the meaning which performs an alarm display in the alarm display section 63 is explained.

[0058] As drawing 22 - drawing 24 were explained previously, there are three types of presumed aortic pressure wave-like and radial-artery wave-like highest-blood-pressure differences. And the test subject whose pattern of pulse wave is the 1st type (drawing 22) has high possibility of being health people, and when it is the 2nd and 3rd types, many test subjects have a certain disease.

[0059] For example, the 2nd type (drawing 23) has high possibility of resulting from the abnormalities of a blood-flow condition and having diseases, such as an edema, an important disease, a respiratory illness, a gastrointestinal disease, and an inflammatory disease. Moreover, the 3rd type has high possibility of resulting from the rise of the tonus of a blood vessel wall, and having a ***** disease, skin disease, hypertension, a pain nature disease, etc.

[0060] Then, if it is in this operation gestalt, when a highest-blood-pressure difference is considered to be unusual, suppose that red LED is made to turn on and an alarm display is performed. In addition, although it diagnosed based on the aortic pressure wave-like and radial-artery wave-like highest-blood-pressure difference if it was in the above-mentioned example, it may replace with a highest-blood-pressure difference, and a lowest-blood-pressure difference or an average blood pressure deficit may be used. Furthermore, it cannot be overemphasized that you may diagnose using all highest-blood-pressure differences, the lowest-blood-pressure differences, and average blood pressure deficits.

[0061] [3] With the ***** 1 operation gestalt, "5 Element lumped model" is newly adopted as an electric model of an arterial system about the 5 element lumped model. The inside of the factor which opts for the behavior of the circulatory system of the body in this 5 element lumped model, The vascular resistance by the inertia by the blood in the central section adopted by the 4 element lumped model which JP,6-205747,A (the name of invention: pulse wave analysis equipment) indicates, and the blood viscosity in the central section (viscous drag), Main artery compliance is added as a new parameter, and they carry out modeling to the compliance (viscoelasticity) of the blood vessel in the peripheral section, and four parameters of the vascular resistance (viscous drag) in the peripheral section, using these five parameters as an electrical circuit. In addition, compliance is an amount showing the consistency of a blood vessel.

[0062] The circuit diagram of a 4 element lumped model is shown in drawing 3 (a), and the circuit diagram of a 5 element lumped model is shown in drawing 3 (b). Hereafter, the correspondence relation between each component and each parameter which constitutes a 5 element lumped model is shown.

Electrostatic capacity C_c : Main artery compliance [cm⁵/dyn]

Electric resistance R_c : Vascular resistance by the blood viscosity in the arterial system central section [dyn-s/cm⁵]

Inductance L : Inertia of the blood in the arterial system central section [dyn-s²/cm⁵]

Electrostatic capacity C : Compliance of the blood vessel in the arterial system peripheral section [cm⁵/dyn]

Electric resistance R_p : Vascular resistance by the blood viscosity in the arterial system peripheral section [dyn-s/cm⁵]

[0063] Here, the currents i , i_p , i_c , and i_s which flow each part in an electrical circuit are blood which flows each part which corresponds respectively. It is equivalent to a style [cm³/s]. Especially, Current i is a main artery blood flow, and Current i_s is a blood flow by which the ejection is carried out from the ventriculus sinister. Moreover, input voltage e is equivalent to systemic-heart room pressure [dyn/cm²], and an electrical potential difference v_1 is equivalent to the pressure [dyn/cm²] of an aortic root. Furthermore, the terminal voltage v_p of electrostatic capacity C is equivalent to the pressure [dyn/cm²] in the radial-artery section. In addition, the diode D shown in drawing 3 (b) serves as ON (condition which the valve opened) in the period which is equivalent to an aortic valve and is equivalent to a contraction stage, and serves as OFF (condition which the valve closed) in the period equivalent to diastole.

[0064] After not computing these five parameters at once but computing the parameter except electrostatic capacity C_c in a **** 1 operation gestalt using the 4 element lumped model currently indicated by the above-mentioned reference so that it may mention later, he is trying to determine electrostatic capacity C_c . Then, suppose that theoretical explanation about the behavior of a 4 element lumped model shown in drawing 3 (a) is given first.

[0065] The following differential equation is materialized in the 4 element lumped model shown in this drawing (a).

$$v_1 = R_c i + L(di/dt) + v_p \quad -- (1)$$

$$\text{Here, it is Current } i. i = i_c + i_p = C(dv_p/dt) + (v_p/R_p) \quad -- (2)$$

Since it can express, a formula (1) deforms like a degree type.

$$v_1 = LC(d^2v_p/dt^2) + \{R_c C + (L/R_p)\}(dv_p/dt) + \{1 + (R_c/R_p)\} v_p \quad -- (3)$$

[0066] As everyone knows, the secondary constant multiplier general solution of an ordinary differential equation shown by the equation (3) is given by the sum of the particular solution (stationary solution) which satisfies an equation (3), and the transient solution with which are satisfied of the differential equation of a degree type.

$$0 = LC(d^2v_p/dt^2) + \{R_c C + (L/R_p)\}(dv_p/dt) + \{1 + (R_c/R_p)\} v_p \quad -- (4)$$

[0067] Next, the solution (4) to is acquired as follows. First, the damping-oscillation wave expressed by the degree type as a solution (4) to is assumed.

$$v_p = \exp(st) \quad -- (5)$$

If a formula (5) is substituted for a formula (4), a formula (4) will deform as follows.

$$[LCs^2 + \{R_c C + (L/R_p)\} s + \{1 + (R_c/R_p)\}] v_p = 0 \quad -- (6)$$

$$[0068] \text{ If a formula (6) is solved about } s = [-\{R_c C + (L/R_p)\} \pm \sqrt{\{R_c C + (L/R_p)\}^2 - 4LC \{1 + (R_c/R_p)\}}] / 2LC \quad -- (7)$$

$$\text{It becomes. In a formula (7) } \{R_c C + (L/R_p)\}^2 < 4LC \{1 + (R_c/R_p)\} \quad -- (8)$$

It comes out, and in a certain case, the inside of radical root of the 2nd term serves as negative, and s is as follows.

$$s = [-\{R_c C + (L/R_p)\} \pm j \sqrt{4LC \{1 + (R_c/R_p)\} - \{R_c C + (L/R_p)\}^2} / 2LC] \quad \text{jomega of } = -**** \quad -- (9)$$

$$[0069] \text{ Here, an attenuation factor is set to } \alpha \text{ and angular frequency is set to } \omega. \alpha = \{R_c C + (L/R_p)\} / 2LC = (L + R_p R_c C) / 2LC R_p \quad -- (10)$$

$$\omega = [\sqrt{4LC \{1 + (R_c/R_p)\} - \{R_c C + (L/R_p)\}^2} / 2LC] \quad -- (11)$$

$$\text{It comes out. and } A_1 = LC \quad -- (12)$$

$$A_2 = (L + R_c R_p C) / R_p \quad -- (13)$$

$$A_3 = (R_c + R_p) / R_p \quad -- (14)$$

If it sets, a formula (10) and a formula (11) can be expressed as follows.

$$\alpha = (A_2 / 2 A_1) \quad -- (15)$$

$$\omega = \sqrt{(A_3 / A_1) - \alpha^2} \quad -- (16)$$

[0070] Thus, the value of s is decided and the solution with which are satisfied of a differential equation (4) is

acquired. By being based on the above knowledge, a formula (5) can be used as a formula which approximates the damping-oscillation component contained in the response waveform of a 4 element lumped model. Next, the modeling of the pressure wave form in an aortic root is performed. Generally, the pressure wave form of an aortic root is the time amount [in / it is a wave like the thick wire of drawing 4 , and / this drawing] tp. The wave-like time amount for one beat and time amount ts are the pressurization time amount of the ventriculus sinister. In a 4 element lumped model, it will approximate by the triangular wave which shows this pressure wave form to drawing 5 . Supposing an approximation wave amplitude and time amount are expressed with Eo, Em, tp, and tp1 in drawing 5 , the aortic pressure v1 in the time amount t of arbitration is expressed with the following formulas. Here, Eo(es) are the lowest blood pressure (diastolic blood pressure) and time amount until as for pulse pressure and (Eo+Em) highest blood pressure (systolic blood pressure) and tp become the time amount of one beat and, as for tp1, the standup of aortic pressure to a pressure becomes [Em] a lowest-blood-pressure value. Section of $0 \leq t < tp1$: $v1 = Eo + Em \{ 1 - (t/tp1) \}$ -- (17)

Section of $tp1 \leq t < tp$: $v1 = Eo$ -- (18)

[0071] And the response waveform vp (namely, radial-artery wave) when inputting into the equal circuit of drawing 3 (a) the electrical potential difference v1 expressed by a formula (17) and the formula (18) is as follows. Section of $0 \leq t < tp1$: $vp = Emin + B(1 - t/tb) + Dm1 \exp(-\alpha t) \sin(\omega t + \theta_1)$

-- (19)

Section of $tp1 \leq t < tp$: $vp = Emin + Dm2 \exp\{-\alpha(t - tp1)\}$

$x \sin\{\omega(t - tp1) + \theta_2\}$ -- (20)

[0072] Here, Emin is the minimum blood-pressure value (see the Fig. 1111 mentioned later) in the radial-artery wave which pulse wave detection equipment 1 measures. It is the damping-oscillation component of the formula (5) which the 3rd term of the right-hand side in a formula (19) and the 2nd term of the right-hand side in a formula (20) mentioned already, and alpha and omega in these terms are given by the formula (15) and the formula (16). In addition, B, tb, Dm1, and Dm2 are constant values computed according to the procedure mentioned later.

[0073] Next, things other than alpha already decided among each constant of a formula (19) and a formula (20) and omega are examined. First, a degree type will be obtained if an equation (17) and an equation (19) are substituted for a differential equation (3).

$Eo + Em \{ 1 - (t/tp1) \}$
 $= \{ 1 + (Rc/Rp) \} (Emin + B) - (B/tb) \{ RcC + (L/Rp) \} t + \{ LC(\alpha^2 - \omega^2) Dm1 - \alpha Dm1 \{ RcC + (L/Rp) \} + Dm1 \{ 1 + (Rc/Rp) \} \}$
 $- \exp(-\alpha t) \sin(\omega t + \theta_1) + \{ \omega Dm1 \{ RcC + (L/Rp) \} - 2LC\alpha\omega Dm1 \}$
 $- \exp(-\alpha t) \cos(\omega t + \theta_1)$ -- (21)

[0074] The following conditions are needed in order to materialize a formula (21).

$Eo + Em = \{ 1 + (Rc/Rp) \} (Emin + B)$

$= Eo + A3B - (B/tb) A2$ -- (22)

$(Em/tp1) = (B/tb) \{ 1 + (Rc/Rp) \}$

$= A3B/tb$ -- (23)

$LC(\alpha^2 - \omega^2) - \alpha \{ RcC + (L/Rp) \} + (1 + Rc/Rp) = 0$ -- (24)

$RcC + (L/Rp) = 2LC\alpha$ -- (25)

[0075] In addition, although a formula (24) and (25) restrain alpha and omega, alpha and omega which were already obtained by the formula (15) and the formula (16) satisfy these formulas. On the other hand, a degree type will be obtained if an equation (18) and an equation (20) are substituted for a differential equation (3).

$Eo = \{ 1 + (Rc/Rp) \} Emin + [LC(\alpha^2 - \omega^2) Dm2 - \alpha \{ RcC + (L/Rp) \} Dm2 + \{ 1 + (Rc/Rp) \} Dm2] - \exp\{-\alpha(t - tp1)\} \sin\{\omega(t - tp1) + \theta_2\}$
 $+ [\omega \{ RcC + (L/Rp) \} Dm2 - 2LC\alpha\omega Dm2] - \exp\{-\alpha(t - tp1)\} \cos\{\omega(t - tp1) + \theta_2\}$ -- (26)

[0076] In order to materialize a formula (26), it is required to materialize a degree type in addition to a formula (24) and a formula (25) being materialized.

$Eo = \{ 1 + (Rc/Rp) \} Emin = A3Emin$ -- (27)

Next, based on conditional-expression [to materialize a differential equation (3)] (22) - (25) and an equation (27), each constant of an equation (19) and an equation (20) is calculated.

[0077] First, E_{min} is obtained like [formula / (27)] a degree type.

$$E_{min} = (EO/A3) \text{ -- (28)}$$

Moreover, it is B from a formula (23). $B = (tbEm)/(tp1 A3) \text{ -- (29)}$

It becomes. Moreover, when a formula (29) is substituted for a formula (22) and it solves about tb , it is. $tb = (tp1 A3 + A2)/(A3) \text{ -- (30)}$

It becomes.

[0078] Furthermore, the value with which the remaining constants $Dm1$, $Dm2$, θ_1 , and θ_2 are satisfied of the value to which the radius arterial-wave form vp can maintain a continuity in $t = 0$, and $tp1$ and $tp -$, i.e., condition [which is shown in the following] **, and ** is chosen.

** ** with the differential coefficient of $t = tp1$ in an in-agreement [$vp (tp)$ of an in-agreement / $vp (tp1)$ of a formula (19) and $vp (tp1)$ of a formula (20) / ** type (20) and $vp (0)$ of a formula (19)] ** type (19), and a formula (20) in agreement thing [0079 the differential coefficient of $t = 0$ of type (19) and whose differential coefficient in $t = tp$ of a formula (20) correspond --] Namely, $Dm1$ and θ_1 $Dm1 = \text{root} (D112 + D122) / \omega \text{ -- (31)}$

$$\theta_1 = \tan^{-1} (D11/D12) \text{ -- (32)}$$

The becoming value is chosen. It corrects. $D11 = (vO1 - B - E_{min}) \omega \text{ -- (33)}$

$$D12 = (vO1 - B - E_{min}) \alpha + (B/tp) + (iO1/C) \text{ -- (34)}$$

It comes out, and it is and $vO1$ and $iO1$ are the initial value of vp and ic in $t = 0$.

[0080] Moreover, $Dm2$ and θ_2 $Dm2 = \text{root} (D212 + D222) / \omega \text{ -- (35)}$

$$\theta_2 = \tan^{-1} (D21/D22) \text{ -- (36)}$$

The becoming value is chosen. It corrects. $D21 = (vO2 - E_{min})$ and $\omega \text{ -- (37)}$

$$D22 = (vO2 - E_{min}) - \alpha + (iO2/C) \text{ -- (38)}$$

It comes out, and it is and $vO2$ and $iO2$ are the initial value of vp and ic in $t = tp1$.

[0081] Thus, each constant of a formula (19) and a formula (20) was obtained. Now, it is vascular resistance RC by counting backward from the angular frequency ω of a formula (16). $Rc = [L - 2R_p \text{root} \{LC (1 - \omega^2 LC)\}]/CR_p \text{ -- (39)}$

It becomes. Conditions which Rc is the real number and serve as forward here $\{4R_p^2 C\}/\{1 + (2\omega R_p C)^2\} \leq L \leq (1/\omega^2 C) \text{ -- (40)}$

It comes out.

[0082] Generally, R_p is 10^3 [dyn-s/cm⁵] extent, C is 10^{-4} [cm⁵/dyn] extent, and ω is a pile to a pulse wave. Since it is the angular frequency of the oscillating component which is carrying out the tatami, you may conclude that it is more than ten (rad/s). For this reason, it can be considered that the minimum of a formula (40) is about $1/(\omega^2 C)$. Then, it is on an approximation target about L for simplification. $L = 1/(\omega^2 C) \text{ -- (41)}$

$$\text{It is } Rc \text{ if it sets. } Rc = L/(CR_p) \text{ -- (42)}$$

It becomes.

[0083] Moreover, it is the attenuation coefficient α of a formula (15) from the relation of a formula (41) and a formula (42). $\alpha = 1/(CR_p) \text{ -- (43)}$

It becomes. If α , ω , and L express the remaining parameters of a 4 element lumped model using the relation between a formula (41) - a formula (43) $Rc = \alpha L \text{ -- (44)}$

$$R_p = (\omega^2 L / \alpha) \text{ -- (45)}$$

$$C = 1/(\omega^2 L) \text{ -- (46)}$$

It becomes. It is clearer than these formulas (44) - a formula (46) a parameter's to decide by obtaining α , ω , and L .

[0084] Here, α , ω , B , and tb are obtained from the observation wave of a radial-artery wave so that it may mention later, and L can be computed based on stroke volume SV . The calculation procedure of L based on stroke volume SV is explained below. First, the average $E01$ of the pressure wave of an aortic root is given by the degree type.

$$E01 = \{E_{otp} + (tp1 E_m/2)\}/tp \text{ -- (47)}$$

On the other hand, a degree type is materialized between Rc , R_p , α , ω , and L .

$$Rc + R_p = \alpha L + (\omega^2 L / \alpha) = (\alpha^2 + \omega^2) L / \alpha \text{ -- (48)}$$

[0085] And since the average current which flows a 4 element lumped model, i.e., the thing which did the

division of the average E_{01} by $(R_c + R_p)$, is equivalent to the average (SV/tp) of the blood flow which flows an artery by pulsation, a degree type is materialized.

$$SV/tp = (\alpha) / \{(\alpha^2 + \omega^2) L\} (1/tp), \{E_{0tp} + (tp1Em/2)\}$$

-- (49)

[0086] Thus, by solving the obtained formula (49) about L , it is obtained as the formula for asking for stroke volume SV to L is a degree.

$$L = \alpha - \{E_{0tp} + (tp1Em/2)\} / \{(\alpha^2 + \omega^2) SV\} \text{ -- (50)}$$

In addition, by measuring a blood stream, the value equivalent to the average current $(1/tp)$ in a formula (49) $\{E_{0tp} + (tp1Em/2)\}$ may be calculated, and an inductance L may be computed based on this result. As equipment which measures a blood stream, what is depended on the impedance method, the thing to depend on a Doppler method are known. Moreover, there are a thing using a supersonic wave, a thing using laser, etc. in the blood stream measuring device by the Doppler method.

[0087] [4] Perform principle explanation of the calculation approach of a hemodynamics parameter, next theoretic explanation of the calculation approach of a hemodynamics parameter based on a 5 element lumped model. As touched previously, since R_c , R_p , C , and L in a hemodynamics parameter are determined using a 4 element lumped model, they determine the value of electrostatic capacity C_c based on these parameters. Therefore, it is necessary to ask for the current i in drawing 3 (b), Current is, an electrical potential difference v_1 , an electrical potential difference v_p , etc.

[0088] First, it approximates by the sine wave as shows the ventriclus-sinister pressure wave form e to drawing 4. That is, it sets with $\omega = \pi/ts$ and the ventriclus-sinister pressure wave form e is expressed with a degree type.

$$e = Em' \sin \omega t \text{ -- (51)}$$

Here, Em' is highest blood pressure, and if it says by drawing 5 ($Em + E_o$), it corresponds. hereafter, it is shown in drawing 4 -- as -- time amount t -- the contraction stage of $t_1 \leq t < t_2$, and $t_2 \leq t < (tp + t_1)$ -- diastole -- a case -- dividing -- carrying out -- explaining -- things -- ** -- carrying out. Here, time of day t_1 and time of day t_2 are the time of day in the intersection of a ventriclus-sinister pressure wave form and an aortic pressure wave.

[0089] [4.1] a contraction stage -- in this case, while $v_1 = e$ is materialized, about an electrical potential difference v_1 and Current i , a formula (1) and a formula (2) are materialized, respectively. Therefore, the differential equation shown below is materialized from an equation (1) - an equation (3), an equation (12) - an equation (14), and an equation (51).

$$A_1(d^2 v_p/dt^2) + A_2(dv_p/dt) + A_3 v_p = Em' \sin \omega t \text{ -- (52)}$$

[0090] Then, the stationary solution v_{pst} of this differential equation is first calculated like a 4 element lumped model. Therefore, the stationary solution v_{pst} is assumed like a degree type.

$$v_{pst} = E_1 \cos \omega t + E_2 \sin \omega t \text{ -- (53)}$$

The following two formulas are obtained by substituting a formula (53) for v_p of a formula (52), and comparing a multiplier.

$$(A_3 - \omega^2 A_1) E_1 + \omega A_2 E_2 = 0 \text{ -- (54)}$$

$$-\omega A_2 E_1 + (A_3 - \omega^2 A_1) E_2 = Em' \text{ -- (55)}$$

$$[0091] \text{ These formulas are solved } E_1 = (-\omega A_2 Em') / \{(\omega A_2)^2 + (A_3 - \omega^2 A_1)^2\} \text{ -- (56)}$$

$$E_2 = \{(A_3 - \omega^2 A_1) Em'\} / \{(\omega A_2)^2 + (A_3 - \omega^2 A_1)^2\}$$

-- (57)

*****.

[0092] Next, the transient solution v_{ptr} of the differential equation of an equation (52) is calculated. Therefore, $v_{ptr} = \exp(\lambda t)$

It sets and substitutes to v_p of a degree type.

$$A_1(d^2 v_p/dt^2) + A_2(dv_p/dt) + A_3 v_p = 0 \text{ -- (58)}$$

Thereby, a degree type is obtained.

$$A_1 \lambda^2 + A_2 \lambda + A_3 = 0 \text{ -- (59)}$$

[0093] Then, a degree type will be obtained if this formula is solved about λ . $\lambda = \{-A_2 \pm \sqrt{A_2^2 - 4A_1 A_3}\} / (2A_1) = \{-A_2 / (2A_1) \pm \sqrt{A_2^2 / (4A_1^2) - (A_3 / A_1)}\} \text{ -- (60)}$

[0094] here -- $A_2^2 / (4A_1^2) < (A_3 / A_1)$ -- ** -- carrying out (oscillation mode) -- a degree type is

obtained.

$$\lambda = -A_2 / (2A_1) \sqrt{[(A_3 / A_1) - \{A_2 / (2A_1)\}^2]} \quad (61)$$

$$= -\beta_1 \omega_1 \quad (61)$$

$$[0095] \text{ At this time } \beta_1 = A_2 / (2A_1) \quad (62)$$

$$\omega_1 = \sqrt{A_3 / A_1 - \beta_1^2} \quad (63)$$

It comes out.

[0096] Here, the transient solution v_{ptr} is further placed like a degree type.

$$v_{ptr} = (a_1 \cos \omega_1 t + j a_2 \sin \omega_1 t) \exp(-\beta_1 t) \quad (64)$$

Then, since an electrical potential difference v_p is expressed with the sum of a stationary solution and a transient solution, it is given by a formula (53) and the formula (64) by the degree type.

$$v_p = (E_1 \cos \omega_1 t + E_2 \sin \omega_1 t) + (a_1 \cos \omega_1 t + j a_2 \sin \omega_1 t) \exp(-\beta_1 t) \quad (65)$$

[0097] Moreover, Current i is acquired like a degree type by substituting a formula (65) to a formula (2).

$$i = (E_1 / R_p + \omega_1 C E_2) \cos \omega_1 t + (-\omega_1 C E_1 + E_2 / R_p) \sin \omega_1 t + \left[\left\{ (1 - \beta_1 C R_p) / R_p \right\} \cos \omega_1 t - \omega_1 C \sin \omega_1 t \right] a_1 + j \left[\omega_1 C \cos \omega_1 t + \left\{ (1 - \beta_1 C R_p) / R_p \right\} \sin \omega_1 t \right] a_2 \exp(-\beta_1 t) \quad (67)$$

[0098] Next, v_p at the time of $t=t_1$ and i are respectively assumed like a degree type as v_0 and i_0 .

$$i_0 = J_0 + (a_1 J_1 + j a_2 J_2) \exp(-\beta_1 t_1) \quad (68)$$

$$v_0 = P_0 + (a_1 P_1 + j a_2 P_2) \exp(-\beta_1 t_1) \quad (69)$$

Then, the following formulas are materialized from a formula (65) - a formula (69).

$$J_0 = (E_1 / R_p + \omega_1 C E_2) \cos \omega_1 t_1 - \omega_1 C E_1 + E_2 / R_p$$

$$- \sin \omega_1 t_1 \quad (70)$$

$$J_1 = \left\{ (1 - \beta_1 C R_p) / R_p \right\} \cos \omega_1 t_1 - \omega_1 C \sin \omega_1 t_1 \quad (71)$$

$$J_2 = \omega_1 C \cos \omega_1 t_1 + \left\{ (1 - \beta_1 C R_p) / R_p \right\} \sin \omega_1 t_1 \quad (72)$$

$$P_0 = E_1 \cos \omega_1 t_1 + E_2 \sin \omega_1 t_1 \quad (73)$$

$$P_1 = \cos \omega_1 t_1 \quad (74)$$

$$P_2 = \sin \omega_1 t_1 \quad (75)$$

[0099] Moreover, it is as follows when a formula (68) - a formula (69) are solved about a_1 and a_2 .

$$a_1 = \left\{ (v_0 - P_0) J_2 - (i_0 - J_0) P_2 \right\} / (J_2 P_1 - J_1 P_2)$$

$$- \exp(\beta_1 t_1) \quad (76)$$

$$a_2 = \left\{ -(v_0 - P_0) J_1 + (i_0 - J_0) P_1 \right\}$$

$$/ \left\{ j (J_2 P_1 - J_1 P_2) \right\}, \exp(\beta_1 t_1) \quad (77)$$

[0100] Furthermore, it turns out that the relation of a formula (71) - a formula (75) to a degree type is materialized.

$$J_2 P_1 - J_1 P_2 = \omega_1 C \quad (78)$$

Therefore, if a formula (76) - a formula (77) are substituted for a formula (64) and a formula (78) is used in that case, a degree type will be obtained as a transient solution v_{ptr} .

$$v_{ptr} = [(v_0 - P_0) \cos \omega_1 (t - t_1) - \{ (1 - \beta_1 C R_p) -$$

$$- v_0 - P_0 - R_p (i_0 - J_0) \} \sin \omega_1 (t - t_1)]$$

]

$$/ (\omega_1 C R_p) \exp(\beta_1 t_1) \exp(-\beta_1 t) \quad (80)$$

$$[0101] \text{ It is here. } B_1 = v_0 - P_0 \quad (81)$$

$$t' = t - t_1 \quad (82)$$

$$B_2 = - \left\{ (1 - \beta_1 C R_p) (v_0 - P_0) - R_p (i_0 - J_0) \right\}$$

$$/ (\omega_1 C R_p) \quad (83)$$

$$\text{When it sets, it is. } v_{ptr} = (B_1 \cos \omega_1 t' + B_2 \sin \omega_1 t') \exp(-\beta_1 t')$$

$$\quad (84)$$

*****.

[0102] After all, a formula (65) becomes like a degree type.

$$v_p = (E_1 \cos \omega_1 t + E_2 \sin \omega_1 t) + (B_1 \cos \omega_1 t' + B_2 \sin \omega_1 t') \exp(-\beta_1 t')$$

$$\quad (85)$$

$$[0103] \text{ Next, it sets at a ceremony (67) mentioned above. } D_1 = (E_1 / R_p) + \omega_1 C E_2 \quad (86)$$

$$D_2 = -\omega_1 C E_1 + (E_2 / R_p) \quad (87)$$

$$D_1 = \left\{ (1 - \beta_1 C R_p) / R_p \right\} B_1 + \omega_1 C B_2 \quad (88)$$

D2tr=-omega1CB1tr+{(1-beta1CRp)/Rp} B-2 tr -- (89)

It carries out.

[0104] Then, it is a current $i = (D1 \text{ stcosomegast} + D2 \text{ stsinomegast})$

+ D1trcosomegal't'+D2trsineomegal't'exp (-beta1't')

-- (90)

*****.

[0105] Moreover, current is $i = Cc(dv1/dt) + i = \omega sCcEm'cosomegast + i$ -- (91)

It is obtained by carrying out.

[0106] [4.2] In diastole diastole, the current which Diode D becomes off, and the systemic-heart room pressure e is no longer impressed in the circuit by the side of the cathode of Diode D, and flows electrostatic capacity CC has Current i and equal magnitude, and it becomes the current of hard flow. Therefore, while an electrical potential difference $v1$ is expressed with the formula (1) mentioned above, Current i and Current ic are expressed with the following formulas, respectively.

$i = -Cc (dv1/dt)$ -- (92)

$ic = C (dvp/dt)$ -- (93)

[0107] Therefore, electrical potential difference vp $vp = Rp(i - ic) = -Rp\{Cc(dv1/dt) + C(dvp/dt)\}$

-- (94)

It becomes.

[0108] moreover, $i - ic = ip = vp/Rp$ it is -- since -- $i = vp/Rp + C (dvp/dt)$ -- (95)

It becomes.

[0109] Next, a degree type will be obtained, if a formula (95) is substituted for a formula (1) and the both sides of the obtained formula are differentiated by time amount t . **.

$dv1/dt = LC(d3vp/dt3)$

+ $(L/Rp + CRc)(d2vp/dt2)$

+ $Rc/Rp + 1 (dvp/dt)$ -- (96)

[0110] Moreover, a degree type is drawn from a formula (92) and a formula (95).

$dv1/dt = -\{vp/Rp + C (dvp/dt)\} / Cc$ -- (97)

And a degree type is obtained from a formula (96) and a formula (97).

$LC(d3vp/dt3) + \{(L + CRcRp)/Rp\}(d2vp/dt2)$

+ $\{(CcRc + CcRp + CRp)/CcRp\}(dvp/dt)$

+ $\{1/(CcRp)\} vp = 0$ -- (98)

[0111] Therefore, deformation of this formula obtains a degree type.

$(d3vp/dt3) + A1'(d2vp/dt2)$

+ $A2'(dvp/dt) + A3'vp = 0$ -- (99)

It is here. $A1' = (L + CRcRp)/(LCRp)$ -- (100)

$A2' = (CcRc + CcRp + CRp)/(LCcCRp)$ -- (101)

$A3' = 1/(LCcCRp)$ -- (102)

[0112] Next, it sets with $vp = \exp(\lambda dt)$, and a degree type will be obtained if this is substituted to a formula (99).

$(\lambda^3 + A1'\lambda^2 + A2'\lambda + A3') \exp(\lambda dt) = 0$ -- (103)

Furthermore, the following definitions are performed.

$p = (A1'^2/9) - (A2'/3)$ -- (104)

$q = -A1'^3/27 + (A1'A2')/6 - A3'/2$ -- (105)

$u = \{q + \sqrt{q^2 - p^3}\}^{1/3}$ -- (106)

$v = \{q - \sqrt{q^2 - p^3}\}^{1/3}$ -- (107)

$\alpha' = -(u + v) + A1'/3$ -- (108)

$Two + A1' [\beta_2 = (u + v) / 3]$ -- (109)

$\omega_2 = (u - v) \sqrt{3}/2$ -- (110)

$\lambda_1 = -\alpha'$ -- (111)

$\lambda_2 = -\beta_2 + j\omega_2$ -- (112)

$\lambda_3 = -\beta_2 - j\omega_2$ -- (113)

In addition, it is the oscillation mode if it is $>(q^2 - p^3) 0$.

[0113] And an electrical potential difference v_p is assumed still like a degree type.

$$v_p = b_1 \exp(-\alpha t) + b_2 \exp\{(-\beta_2 + j\omega_2) t\} + b_3 \exp\{(-\beta_2 - j\omega_2) t\} \quad \text{-- (114)}$$

[0114] Then, Current i deforms like a degree type by substituting a formula (114) to a formula (95).

$$i = g_0 b_1 \exp(-\alpha t) + (g_1 + jg_2) b_2 \exp\{(-\beta_2 + j\omega_2) t\} + (g_1 - jg_2) b_3 \exp\{(-\beta_2 - j\omega_2) t\} \quad \text{-- (115)}$$

[0115] It is here. $g_0 = (1 - \alpha' C_R p) / R_p$ -- (116)

$$g_1 = (1 - \beta_2 C_R p) / R_p \quad \text{-- (117)}$$

$$g_2 = (\omega_2 C_R p) / R_p \quad \text{-- (118)}$$

[0116] Therefore, an electrical potential difference v_1 becomes like a formula (115) to a degree type.

$$v_1 = - (1 / CC) \int i dt = f_0 b_1 \exp(-\alpha t) + f_1 + jf_2 b_2 \exp\{(-\beta_2 + j\omega_2) t\} + (f_1 - jf_2) b_3 \exp\{(-\beta_2 - j\omega_2) t\} \quad \text{-- (119)}$$

[0117] It is here. $f_0 = g_0 / (\alpha' C_c)$ -- (120)

$$f_1 = (\beta_2 g_1 - \omega_2 g_2) / (\beta_2^2 + \omega_2^2) C_c \quad \text{-- (121)}$$

$$f_2 = (\omega_2 g_1 + \beta_2 g_2) / (\beta_2^2 + \omega_2^2) C_c \quad \text{-- (122)}$$

Next, in order to attain simplification of count, in future explanation, time of day t_2 shown in drawing 4 is made into $t = 0$ and Lycium chinense. And if the electrical potential difference v_1 in $t = 0$, an electrical potential difference v_p , and Current i are respectively set to v_{01} , v_{02} , and i_0 , these will be obtained as follows by $t = 0$ and Lycium chinense in t of a formula (119), a formula (114), and a formula (115).

$$v_{01} = f_0 b_1 + (f_1 + jf_2) b_2 + (f_1 - jf_2) b_3 \quad \text{-- (123)}$$

$$v_{02} = b_1 + b_2 + b_3 \quad \text{-- (124)}$$

$$i_0 = g_0 b_1 + (g_1 + jg_2) b_2 + (g_1 - jg_2) b_3 \quad \text{-- (125)}$$

[0118] Next, it is an electrical potential difference v_p by transforming the 2nd term and the 3rd term in a formula (114). It becomes like a degree type.

$$v_p = b_1 \exp(-\alpha t) + \{ (b_2 + b_3) \cos \omega_2 t + j(b_2 - b_3) \sin \omega_2 t \} \exp(-\beta_2 t) = B_0 \exp(-\alpha t) + B_1 \cos \omega_2 t + B_2 \sin \omega_2 t \exp(-\beta_2 t) \quad \text{-- (126)}$$

[0119] It is here. $B_0 = b_1 = v_{02} - (k_1 g_2 - k_2 f_2) / (k_4 g_2 - k_3 f_2)$ -- (127)

$$B_1 = b_2 + b_3 = (k_1 g_2 - k_2 f_2) / (k_4 g_2 - k_3 f_2) \quad \text{-- (128)}$$

$$B_2 = j(b_2 - b_3) = (k_2 k_4 - k_1 k_3) / (k_4 g_2 - k_3 f_2) \quad \text{-- (129)}$$

Come out and it is. $k_1 = v_{01} - f_0 v_{02}$ -- (130)

$$k_2 = i_0 - g_0 v_{02} \quad \text{-- (131)}$$

$$k_3 = g_1 - g_0 \quad \text{-- (132)}$$

$$k_4 = f_1 - f_0 \quad \text{-- (133)}$$

It comes out.

[0120] Subsequently, v_p of a formula (126) By substituting to a formula (2), Current i is as follows.

$$i = D_0 \exp(-\alpha t) + D_1 \cos \omega_2 t + D_2 \sin \omega_2 t \exp(-\beta_2 t) \quad \text{-- (134)}$$

It is here. $D_0 = \{ (1 - \alpha' C_R p) / R_p \} B_0$ -- (135)

$$D_1 = \{ (1 - \beta_2 C_R p) / R_p \} B_1 + \omega_2 C_B B_2 \quad \text{-- (136)}$$

$$D_2 = -\omega_2 C_B B_1 + \{ (1 - \beta_2 C_R p) / R_p \} B_2 \quad \text{-- (137)}$$

[0121] Therefore, a formula (134) to electrical potential difference v_1 $v_1 = - (1 / CC) \int i dt = H_0 \exp(-\alpha t)$

$$+ H_1 \cos \omega_2 t + H_2 \sin \omega_2 t \exp(-\beta_2 t) \quad \text{-- (138)}$$

It becomes. It is here. $H_0 = D_0 / (\alpha' C_c)$ -- (139)

$$H_1 = (\beta_2 D_1 + \omega_2 D_2) / (\beta_2^2 + \omega_2^2) C_c \quad \text{-- (140)}$$

$$H_2 = (-\omega_2 D_1 + \beta_2 D_2) / (\beta_2^2 + \omega_2^2) C_c \quad \text{-- (141)}$$

[0122] As mentioned above, time of day t_2 was set to $t = 0$ in the above explanation. Then, in order to set a time scale, $t \rightarrow (t - t_2)$ is replaced. Thereby, an electrical potential difference v_1 , an electrical potential difference v_p , and Current i are respectively searched for as follows from a formula (138), a formula (126), and a formula (134).

$$v_1 = H_0 \exp\{-\alpha' (t - t_2)\} + \{ H_1 \cos \omega_2 (t - t_2) + H_2 \sin \omega_2 (t - t_2) \} \exp\{-\beta_2 (t - t_2)\} \\ = H_0 \exp\{-\alpha' (t - t_2)\} + [H_m \sin\{\omega_2 (t - t_2) + \phi_{21}\}]$$

$$- \exp \{-\beta_2(t-t_2)\} \quad \text{-- (142)}$$

$$v_p = B_0 \exp \{-\alpha'(t-t_2)\} + \{B_1 \cos \omega_2(t-t_2) + B_2 \sin \omega_2(t-t_2)\}$$

$$- \exp \{-\beta_2(t-t_2)\} = B_0 \exp \{-\alpha'(t-t_2)\} + [B_m \sin \{\omega_2(t-t_2) + \phi_{22}\}]$$

$$- \exp \{-\beta_2(t-t_2)\} \quad \text{-- (143)}$$

$$i = D_0 \exp \{-\alpha'(t-t_2)\} + \{D_1 \cos \omega_2(t-t_2) + D_2 \sin \omega_2(t-t_2)\}$$

$$- \exp \{-\beta_2(t-t_2)\} = D_0 \exp \{-\alpha'(t-t_2)\} + [D_m \sin \{\omega_2(t-t_2) + \phi_{23}\}] \exp \{-\beta_2(t-t_2)\}$$

$$\quad \text{-- (144)}$$

[0123] It is here. $H_m = \sqrt{H_1^2 + H_2^2}$ -- (145)

$\phi_{21} = \tan^{-1}(H_1/H_2)$ -- (146)

$B_m = \sqrt{B_1^2 + B_2^2}$ -- (147)

$\phi_{22} = \tan^{-1}(B_1/B_2)$ -- (148)

$D_m = \sqrt{D_1^2 + D_2^2}$ -- (149)

$\phi_{23} = \tan^{-1}(D_1/D_2)$ -- (150)

[0124] Incidentally, the current in diastole is "0." Subsequently, the theoretical value of stroke volume SV is calculated. Since it is given in the area of the current is in a contraction stage, stroke volume SV is obtained by integrating with the current is shown by the formula (91) about time of day t_1 - time of day t_2 . namely, --

$$SV = \int_{t_1}^{t_2} i dt = \{(\omega S C C E m' + D_1 \sin) / \omega S\} (\sin \omega S t_2 - \sin \omega S t_1)$$

$$- D_2 \sin / \omega S (\cos \omega S t_2 - \cos \omega S t_1)$$

$$+ [\exp\{-\beta_1(t_2-t_1)\} / (\beta_1^2 + \omega S^2)]$$

$$- \{-(\beta_1 D_1 \sin + \omega S D_2 \cos) \cos \omega S (t_2-t_1)$$

$$+ \omega S D_1 \sin - \beta_1 D_2 \sin \omega S (t_2-t_1)\}$$

$$+ \beta_1 D_1 \sin + \omega S D_2 \cos / (\beta_1^2 + \omega S^2) \quad \text{-- (151)}$$

[0125] [5] Explain actuation of pulse wave analysis equipment, next actuation of the pulse wave analysis equipment by this operation gestalt with reference to drawing 6 thru/or drawing 12. The flow chart which shows actuation of the pulse wave analysis equipment in the 1st operation gestalt to drawing 6 - drawing 10 is shown.

[0126] Moreover, the wave form chart of an average wave obtained by equalization processing mentioned above to drawing 11 is shown. The wave form chart which contrasted the radial-artery wave furthermore acquired by parameter calculation processing later mentioned to drawing 12 and the average wave acquired by equalization processing is shown. Hereafter, suppose that explanation of operation is given with reference to these drawings.

[0127] ** Measurement data reading processing of a pulse wave (step S1)

(a) Facing evaluating a pulse wave reading processing hemodynamics parameter, the diagnostic person who takes charge of a diagnosis of a test subject makes a test subject carry the cuff band S1 and a pressure sensor S2, as shown in drawing 2, and inputs the command of measurement initiation from a keyboard 5. A microcomputer 4 answers this command and sends out measurement directions of a pulse wave to pulse wave detection equipment 1. Consequently, A/D converter 3 outputs the time series digital signal with which pulse wave detection equipment 1 detects a radial-artery wave, and expresses this radial-artery wave. A microcomputer 4 incorporates this digital signal to built-in wave memory over fixed time amount (for about 1 minute). Thus, the radial-artery wave for two or more beats is incorporated by wave memory.

[0128] (b) Equalization processing, next a microcomputer 4 search for the average wave [in / for the radial-artery wave for two or more beats / superposition and the above-mentioned fixed time amount] per beat for every beat of every. And this average wave is stored in an internal memory as a representative wave form of a radial-artery wave. Thus, the created representative wave form W1 of an average wave is illustrated to drawing 11.

[0129] ** Stroke volume data taking-in processing (step S2)

Subsequently, a microcomputer 4 sends measurement directions of stroke volume to the stroke volume measuring instrument 2. Consequently, the stroke volume measuring instrument 2 measures a test subject's stroke volume, and is incorporated to the temporary storage memory of built-in of that measurement result with a microcomputer 4.

[0130] ** Parameter calculation processing (step S3)

Next, based on a 4 element lumped model, four hemodynamics parameters except electrostatic capacity Cc are

determined among five hemodynamics parameters which constitute a 5 element lumped model.

[0131] A microcomputer 4 performs the parameter calculation manipulation routine shown in drawing 7 - drawing 8 . In that case, alpha and omega calculation manipulation routine which are shown in drawing 9 are performed with activation of the routine concerned (steps S109 and S117), and it is **. Moreover, omega calculation routine shown in drawing 10 is performed with activation of the alpha concerned and omega calculation manipulation routine (step S203).

[0132] Hereafter, the contents of processing of these routines are explained. It comes, whenever a microcomputer 4 is shown in drawing 11 . First, about the average wave of a radial artery blood pressure -- max -- becoming -- the -- one -- a point -- P -- one -- corresponding -- time amount -- t -- one -- ' -- blood pressure -- a value -- y -- one -- the -- one -- a point -- after -- blood pressure -- once -- falling -- the -- two -- a point -- corresponding -- time amount -- t -- two -- ' -- blood pressure -- a value -- y -- two -- two -- a position -- a peak -- a point -- it is -- the -- three -- a point -- P -- three -- corresponding -- time amount -- t -- three -- ' -- blood pressure -- a value -- y -- three -- one -- a beat -- a part -- time amount -- tp -- The lowest-blood-pressure value Emin (it is equivalent to the 1st term of the formula (3) mentioned above and a formula (4)) is calculated (step S101).

[0133] In addition, a pulse wave is "gently-sloping", and if it is difficult P2 and to distinguish P3 the 3rd point the 2nd point, the time amount of the 2nd point and the 3rd point will be respectively assumed to be $t_2'=2t_1'$ and $t_3'=3t_1'$. Next, in order to simplify processing, normalization processing of the blood-pressure values y_1 - y_3 is performed using the blood-pressure value y_0 of the A point shown in drawing 13 (steps S102 and S103), and the value of a B point is initialized to $y_0/(2)-0.1$ (step S104).

[0134] Subsequently, according to the following procedures, the optimum value of B, tb, alpha, and omega is determined.

(a) It is B first $-(y_0/2) y_0$

It is made to change by ***** and is $-(tp/2) tp$ about tb to coincidence.

It is made to change by *****. It is made for B and tb to change all at +0.1 spacing in that case. And alpha and omega from which $|vp(t_1')-y_1|$, $|vp(t_2')-y_2|$, and $|vp(t_3')-y_3|$ become min are calculated about each of B and tb.

[0135] (b) Calculate B, tb, alpha, and omega from which $|vp(t_1')-y_1|$, $|vp(t_2')-y_2|$, and $|vp(t_3')-y_3|$ become min in B, tb, alpha, and omega which were calculated in (a).

[0136] (c) On the basis of B and tb which were calculated in (b), about $B*0.05$ and tb, it is [B] the range of $tb*0.05$, and rerun processing of the above-mentioned (a) and (b).

[0137] (d) The above (a) In the case of processing of - (c), alpha changes the range of 3-10 at 0.1 spacing, and computes optimal omega about each alpha. Moreover, omega is calculated in each alpha using dichotomy about the point used as $dvp(t_2')/dt=0$ (see the flow chart of drawing 10).

[0138] In addition, let initial value vo_1 of a formula (33) be zero on the occasion of the operation of the value of vp in each above-mentioned processing. Finally B, tb, alpha, and omega are determined by the above processings.

[0139] (e) Compute tp_1 , Em , and Eo based on a formula (28) - a formula (30), a formula (44) - a formula (46) (steps S123 and S124).

(f) Compute the value of L based on measured stroke volume SV using a formula (50) (step S125), and ask for the remaining parameters R_c , R_p , and C from a formula (44) - a formula (46) (step S126).

[0140] Next, based on a 5 element lumped model, the electrostatic capacity C_c which is the last hemodynamics parameter is determined. How to determine electrostatic capacity C_c that the approach of determining electrostatic capacity C_c that the calculated value and the actual measurement of stroke volume SV will be in agreement, and the lowest blood pressure of a count pulse wave and the lowest blood pressure of an observation pulse wave will be in agreement can be considered in that case. Then, a case is divided and explained about each approach.

[0141] ** -1 The concrete approach for determining electrostatic capacity C_c that the calculated value and the actual measurement of stroke volume SV will be in agreement with the approach beginning which determines electrostatic capacity C_c (main artery compliance) that the calculated value and the actual measurement of stroke volume SV will be in agreement is explained. The value of electrostatic capacity C_c is first presumed like a degree type based on the electrostatic capacity C computed by the 4 element lumped model. Moreover, other hemodynamics parameters, i.e., the value of R_c , R_p , C, and L, use what was obtained by the 4 element lumped

model.

$C_c=10$ and C -- (153)

Subsequently, the calculated value of stroke volume SV is computed by the formula (152) using these hemodynamics parameters.

[0142] Suppose that the ventriculus-sinister pressurization time amount t_s is presumed by the degree type from the time amount t_p of one beat acquired by the 4 element lumped model in that case.

$t_s=(1.52-1.079t_p) t_p$ -- (154)

This relational expression is an empirical formula obtained from the result of having measured the contraction time of the ventriculus sinister with the cardiac echo, and as shown in drawing 14, -0.882 is obtained as a correlation coefficient. Moreover, about highest-blood-pressure Em' , the value acquired by the 4 element lumped model is used (see a formula (22) and the formula (28)).

[0143] Moreover, about time of day t_1 and time of day t_2 , it can ask from the relation of ventriculus-sinister internal pressure = aortic pressure. Furthermore, as mentioned above, since v_{02} and i_0 are the values of v_p in $t=t_1$, and i , they can obtain v_{02} and i_0 by substituting t_1 to t which exists in a formula (85) and a formula (90). Next, the stroke volume SV calculated value calculated as mentioned above determines that the value of electrostatic capacity C_c will be in agreement with the measured value incorporated from the stroke volume measuring instrument 2. That is, it is made to change from the initial value which calculated the value of electrostatic capacity C_c by the formula (153) within the limits of predetermined. And it investigates whether the measured value of stroke volume is compared with the calculated value calculated from the value of each electrostatic capacity C_c , and the integral part of measured value and the integral part of calculated value are in agreement. If coincidence is obtained by the integral part, it will be regarded as that measured value and whose calculated value corresponded, electrostatic capacity C_c will be determined, and parameter calculation processing will be completed.

[0144] On the other hand, when coincidence is not obtained by the measured value and calculated value of stroke volume only by adjusting the value of electrostatic capacity C_c , the difference of the measured value of stroke volume and calculated value makes a final value the value of the electrostatic capacity C_c which was min in the value of the adjusted electrostatic capacity C_c . Subsequently, the value of highest-blood-pressure Em' is changed for every mmHg within the limits of ± 3 mmHg, and the existence of coincidence with the measured value of stroke volume and calculated value is investigated like the above. If highest-blood-pressure Em' as which coincidence is regarded exists, parameter calculation processing will be finished using the value as final highest-blood-pressure Em' .

[0145] On the other hand, even if it adjusts the value of highest-blood-pressure Em' , when coincidence is not obtained by the measured value and calculated value of stroke volume yet, the value of Resistance R_p is adjusted further. Then, the difference of the measured value of stroke volume and calculated value makes a final value the value of highest-blood-pressure value Em' which was min in the value of adjusted highest-blood-pressure value Em' . Subsequently, Resistance R_p is made to fluctuate for example, in the unit of 10 [dyn-s/cm⁵], and the difference of the measured value of stroke volume and calculated value determines the smallest value as the value of the final resistance R_p .

[0146] An example of a flow chart which realizes the process explained above is shown in drawing 31. In addition, to the parameter changed within the limits of predetermined, "v" of a bottom subscript was attached to the parameter name from the first in the program.

[0147] ** -2 The method of determining electrostatic capacity C_c that the lowest blood pressure of a count pulse wave and the lowest blood pressure of an observation pulse wave will be in agreement, next the method of determining electrostatic capacity C_c that the lowest blood pressure of a count pulse wave and the lowest blood pressure of an observation pulse wave will be in agreement are explained. In this case, electrostatic capacity C_c was determined conventionally, using the contraction stage time amount QT as initial value.

[0148] As the calculation approach of the contraction stage time amount QT used as this initial value, conventionally, the contraction stage time amount QT was beforehand found from a test subject's electrocardiogram, and it was computing using the regression which finds the contraction stage time amount QT from the heart rate HR obtained from the electrocardiogram or the pattern of pulse wave. And the ventriculus-sinister pressurization time amount t_{sv} is changed at "0.01 [sec]" spacing in the range of "QT+0.1[sec]" - "QT+0.2[sec]" to this contraction stage time amount QT acquired beforehand. Change highest-blood-pressure

Emv' to coincidence at intervals of "1mmHg" in the range of "Eo+Em-20 [mmHg]" - "Eo+Em +20 [mmHg]." That is, to each of these ventriclus-sinister pressurization time amount tsv and highest-blood-pressure Emv', 451 kinds of combination was assumed and it was considering as the configuration which the electrostatic capacity Cc the lowest blood pressure of a count pulse wave and whose lowest blood pressure of an observation pulse wave correspond calculates in these class doubling.

[0149] However, in the approach of finding the contraction stage time amount QT from the above-mentioned conventional electrocardiogram, the electrocardiogram needed to be extracted beforehand and there was a trouble that an equipment configuration will be enlarged and complicated. Moreover, in the approach of finding contraction time QT using regression from a heart rate HR, there was a trouble that it was difficult to ask for exact regression.

[0150] The common pattern of pulse wave to drawing 33 is shown. By the way, since a pattern of pulse wave measures pulsation of the blood style produced by contraction and an escape of the heart in the peripheral section, the motion of the heart is reflected in the wave configuration. EED in drawing (Estimated Ejection Duration) is called between outline ejection phases, and supports the time amount by which blood flows out of the heart into 1 time of a heartbeat, as a result the contraction stage time amount QT.

[0151] Then, in this operation gestalt, replace with this contraction stage time amount QT, and this outline ejection time EED is received using the outline ejection time EED (Estimated Ejection Duration). The ventriclus-sinister pressurization time amount tsv is changed at "0.01 [sec]" spacing in the range of "EED+0.1 [sec]" - "EED+0.2[sec]." Highest-blood-pressure Emv' is changed to coincidence at intervals of "1mmHg" in the range of "Eo+Em-20 [mmHg]" - "Eo+Em +20 [mmHg]."

[0152] That is, 451 kinds of combination will be assumed to each of these ventriclus-sinister pressurization time amount tsv and highest-blood-pressure Emv'. In these class doubling, the electrostatic capacity Cc the lowest blood pressure of a count pulse wave and whose lowest blood pressure of an observation pulse wave correspond is calculated. Consequently, since hemodynamics can be asked for a parameter using EED by the pressure pulse wave wave in a test subject's peripheral section own [each], an equipment configuration -- an electrocardiograph becomes unnecessary -- can be simplified, it can depend reflecting a test subject's hemodynamics, and the exact hemodynamics parameter can be computed.

[0153] Next, when the sampling value of the count pulse wave in class doubling is set to P1 (t) and the sampling value of an observation pulse wave is set to P2 (t), the wave average error epsilon in class doubling can be found by the bottom type. And the electrostatic capacity [average error / epsilon / wave] Cc in the case of being the smallest (main artery compliance) is adopted. An example of a flow chart which realizes the process explained above is shown in drawing 32 .

$Epsilon = \sigma_{tp}(|P2(t) - P2(t)|) / (N) \text{ -- (155)}$

[0154] It means that all the hemodynamics parameters whose measured value and calculated value of stroke volume correspond as mentioned above were determined. Here, values, such as a hemodynamics parameter which computed the 32-year-old male from the radial-artery wave about the case where it considers as a test subject, are shown below.

Electrostatic capacity Cc = 0.001213 [cm5/dyn]

Electric resistance Rc = 98.768 [dyn-s/cm5]

Inductance L = 15.930 [dyn-s2/cm5]

Electrostatic capacity C = 0.0001241 [cm5/dyn]

Electric resistance Rp = 1300.058 [dyn-s/cm5]

Ventriclus-sinister pressurization time amount ts = 0.496 [s]

Time amount tp of one beat = 0.896 [s]

Stroke volume SV = 83.6 [cc/a beat]

Highest-blood-pressure Em' = 117.44 [mmHg]

Moreover, as for the count wave and observation wave of the radial artery for which it asked from the computed parameter, it turns out that it is well in agreement as shown in drawing 12 .

[0155] ** Data calculation processing (step S4)

Furthermore, an aortic pressure wave is searched for based on the value of the hemodynamics parameters L, C, Cc, Rc, and Rp etc. That is, if it is in a contraction stage and is in diastole using a formula (51), the wave of an electrical potential difference v1 is calculated by using a formula (142) by one beat (namely, time of day 0 -

time of day t_p or time of day t_1 - time of day (t_1+t_p)).

[0156] And next, the value in the wave-like time of day t_1 of the obtained aortic root is computed from these formulas, and let the calculation result be the lowest-blood-pressure value E_o . next, the highest-blood-pressure value E_m calculated previously -- ' -- the myocardium load characteristic WP is computed by multiplying by the heart rate HR ($= 60/t_p$).

$WP = E_m \times HR = E_m \times (60/t_p)$

[0157] ** Data output processing (step S5)

Next, a microcomputer 4 outputs the hemodynamics parameters L , C , C_c , R_c , and R_p obtained by parameter calculation processing to an output unit 6, and displays them on an output unit. Moreover, the acquired count wave is outputted to an output unit 6, and the display of an aortic pressure wave is performed. Furthermore, highest-blood-pressure value E_m and the myocardium load characteristic WP are sent out to an output unit 6 together with the lowest-blood-pressure value E_o , and these values are displayed on an output unit 6.

[0158] [6] It can be said that it is the technique of having measured blood pressure to the tip side, such as the radial-artery section and the overarm section, and measuring the burden of the heart indirectly with conventional blood-pressure-measurement equipment in the conclusion of the 1st operation gestalt, and time. However, change of the burden of the heart is not necessarily reflected in the blood pressure by the side of a tip, and it cannot necessarily be said to be an exact thing to see the burden of the heart by the tip side.

[0159] Since it is such, he presumes from the pattern of pulse wave which measured the blood-pressure wave of an aortic root (central section of an arterial system) by the tip side, and is trying to ask with a **** 1 operation gestalt, paying attention to an important thing, when the blood-pressure wave of the central section especially looks at the burden of the heart. And if the myocardium load characteristic WP is computed in the highest-blood-pressure value in an aortic root, and a lowest-blood-pressure value list, these values can serve as an index with which the burden of the heart is expressed directly from the presumed aortic pressure wave.

[0160] Thus, according to this operation gestalt, the highest blood pressure by the side of a center, the lowest blood pressure, a myocardium load characteristic, and an aortic pressure wave can be shown to a diagnostic person or a test subject with various kinds of hemodynamics parameters.

[0161] In addition, since a formula (51) shows the ventriculus-sinister pressure wave form itself, you may make it display a ventriculus-sinister pressure wave form on an output unit 6 instead of the aortic pressure wave mentioned above as a pressure wave form in the central section.

[0162] With the 1st operation gestalt of the 2nd operation gestalt above, we decided to compute each value of a hemodynamics parameter from a radial-artery wave and stroke volume. However, since a test subject needs to carry the cuff band S1 in order to detect stroke volume as mentioned above, it can be said to be a thing troublesome for a test subject.

[0163] So, with a **** 2 operation gestalt, with the configuration of a radial-artery wave, the phenomenon in which aortic pressure changes is perceived, a wave-like configuration is represented with a distortion factor, and the blood-pressure value by the side of a center etc. is presumed. That is, with this operation gestalt, a hemodynamics parameter is derived based on distortion factor d obtained from a radial-artery wave.

[0164] First, like the 1st operation gestalt, a microcomputer 4 carries out ** pulse wave reading processing and ** equalization processing, and searches for the average wave for one beat of a radial-artery wave. Next, the Fourier analysis of a pulse wave is performed by performing well-known FFT (fast Fourier transform) processing to this average wave. And it asks for the amplitude A_1 of a fundamental wave, the amplitude A_2 of the 2nd higher harmonic, amplitude A_3 of the 3rd higher harmonic, --, the amplitude A_n of the n -th higher harmonic from the frequency spectrum obtained as a result of analysis. In addition, the value of n (n is the natural number) shall be suitably determined in consideration of the magnitude of the amplitude of a higher harmonic. And distortion factor d defined by the degree type based on such amplitude value is computed. Distortion factor $d = (A_2^2 + A_3^2 + \dots + A_n^2)^{1/2} / A_1$ -- (156)

[0165] Subsequently, a hemodynamics parameter is presumed from obtained distortion factor d . In presumption, it carries out based on the knowledge that there is a correlation of considerable extent, between the distortion factor of a radial-artery wave, and each value of a hemodynamics parameter. That is, distortion factor d and a hemodynamics parameter are beforehand measured about many test subjects, and the relational expression between a distortion factor and each hemodynamics parameter is drawn. Here, an example of the correlation of distortion factor d and the measurement result of the hemodynamics parameters RC , R_p , L , and C

is shown in drawing 25 - drawing 28 . In addition, although not illustrated about the main artery compliance CC, it can ask for a correlation coefficient and relational expression as well as other four parameters.

[0166] And based on the relational expression illustrated respectively, the hemodynamics parameters R_c , R_p , L , C , and C_c are calculated to distortion factor d computed by the above-mentioned formula (156), drawing 25 - drawing 28 . subsequently, the lowest-blood-pressure value E_o in an aortic root while searching for the wave for one beat of an aortic pressure wave from the computed hemodynamics parameter like output processing of ** in the 1st operation gestalt, and ** and the highest-blood-pressure value E_m -- ' -- and the myocardium load characteristic WP is computed and these are displayed on up to an output unit 6.

[0167] In addition to the highest-blood-pressure value in an aortic root, a lowest-blood-pressure value, or the myocardium load characteristic WP , from the blood-pressure wave of the aortic root for which it asked as mentioned above, a 3rd operation gestalt **** 3 operation gestalt computes the workload (it is hereafter called a cardiac work) of the heart, and displays this.

[0168] This cardiac work is one index of expressing the burden of the heart, is defined by the product of stroke volume and aortic pressure, and converts the cardiac output per minute into a workload. Here, stroke volume is defined by the blood stream sent out from the heart by one pulsation, and is equivalent to the area of a blood-flow wave which comes out of the heart. This stroke volume has the area of the contraction stage of an aortic pressure wave, and correlation, and stroke volume can be calculated by applying a contraction stage area method to an aortic pressure wave.

[0169] That is, the area S of the pattern of pulse wave of the part corresponding to the contraction stage of the heart is computed first. When the pattern of pulse wave of drawing 29 explains this, the part which attached hatching, the area, i.e., this drawing, of the field which comes to become depressed from the part of the standup of a pulse wave (notch), is equivalent to area S . Subsequently, if a predetermined constant is set to K , stroke volume SV is computable with a degree type.

Stroke volume $SV[ml] = \text{area } S[\text{mmHg}\cdot\text{s}] \times \text{constant } K$ [0170] On the other hand, a cardiac output is defined by the blood stream sent out in 1 minute from the heart. Therefore, a cardiac output is obtained by converting stroke volume in 1 minute. That is, a cardiac output is calculated by the product of stroke volume and a heart rate. In output processing of ** of the 1st operation gestalt or the 2nd operation gestalt, a microcomputer 4 computes a cardiac work based on the computed ventriclus-sinister pressure wave form, and expresses to an output unit 6 as this operation gestalt. Other processings are the same as the 1st operation gestalt or the 2nd operation gestalt, and the explanation is omitted.

[0171] Here, a microcomputer 4 computes a cardiac work W_s with the procedure shown below. First, if e -is defines w_s , this will be computed like a formula (91) to a formula (51), a formula (90), and a degree type. $w_s = e$ -is $= \omega C_c E_m'^2 \sin \omega t \cos \omega t + E_m' \sin \omega t (D_1 \sin \omega t + D_2 \sin \omega t) + E_m' \sin \omega t \exp(-\beta t)$ (D1 $\sin \omega t + D_2 \sin \omega t$) -- (157)

[0172] If the 1st term in a formula (157), the 2nd term, and the 3rd term are set to w_1 , w_2 , and w_3 here, respectively, each will deform like the following formulas.

$$w_1 = (\omega C_c E_m'^2 / 2) \sin 2\omega t \quad \text{-- (161)}$$

$$w_2 = (E_m' / 2) \{ D_1 \sin 2\omega t - D_2 \sin (\cos 2\omega t - 1) \} \quad \text{-- (162)}$$

$$w_3 = (E_m' / 2) [D_1 \{ \sin (\omega t + \omega t) + \sin (\omega t - \omega t) \} - D_2 \{ \cos (\omega t + \omega t) - \cos (\omega t - \omega t) \}] \exp(-\beta t) \quad \text{-- (163)}$$

[0173] Next, it is 1 from a formula (82) 1t of 1t [of $\omega t + \omega t$] $= \omega t + \omega t$ 1(t-t1) = ($\omega t + \omega t$) t- ωt . $= \omega t$ at- ϕ -- (164)

It sets and is 1t of 1t [of $\omega t - \omega t$] $= (\omega t - \omega t)$ t+ $\omega t = \omega t$ bt+ ϕ . -- (165)
It sets.

[0174] Namely, $\omega a = \omega t + \omega t$ -- (166)

$\omega b = \omega t - \omega t$ -- (167)

$\phi = \omega t$ -- (168)

It comes out.

[0175] Then, a formula (163) becomes like a degree type.

$$w_3 = (E_m' / 2) [D_1 \{ \sin (\omega a t - \phi) + \sin (\omega b t + \phi) \} - D_2 \{ \cos (\omega a t - \phi) - \cos (\omega b t + \phi) \}] \exp(-\beta t)$$

beta1t')

-- (169)

[0176] Next, W1, W2, and W3 are defined as follows, respectively, and the following formulas are derived from a formula (161), a formula (162), and a formula (169).

$W1 = \int w1 dt = -(CcEm^2/4) \cos 2\omega_{\text{gast}} = (CcEm^2/4) (1 - 2\cos 2\omega_{\text{gast}}) \quad \text{-- (173)}$

$W2 = \int w2 dt = (Em'/2) [-\{D1st/(2\omega_{\text{gas}})\} \cos 2\omega_{\text{gast}} - D2st\{\sin 2\omega_{\text{gast}}/(2\omega_{\text{gas}}) - t\}]$

$= \{Em'/(4\omega_{\text{gas}})\} \quad \text{-- } \{(D1st + 2D2st\omega_{\text{gast}}) \quad \text{--}$

$- 2\cos \omega_{\text{gast}}(D1st \cos \omega_{\text{gast}} + D2st \sin \omega_{\text{gast}})\}$

-- (174)

$W3 = \int w3 dt = (Em'/2) \{ [(-\omega_{\text{gaa}} D1tr + \beta_1 D2tr) \cos(\omega_{\text{at}} - \phi) - \beta_1 D1tr + \omega_{\text{gaa}} D2tr \sin(\omega_{\text{at}} - \phi)] / (\beta_1^2 + \omega_{\text{gaa}}^2)$

$+ \{(-\omega_{\text{gab}} D1tr + \beta_1 D2tr) \cos(\omega_{\text{bt}} + \phi) - \beta_1 D1tr + \omega_{\text{gab}} D2tr \sin(\omega_{\text{bt}} + \phi)\} / (\beta_1^2 + \omega_{\text{gab}}^2) \}$

$+ \{(-\omega_{\text{gab}} D1tr + \beta_1 D2tr) \cos(\omega_{\text{bt}} + \phi) - \beta_1 D1tr + \omega_{\text{gab}} D2tr \sin(\omega_{\text{bt}} + \phi)\} / (\beta_1^2 + \omega_{\text{gab}}^2) \}$

$exp(-\beta_1 t) \quad \text{-- (175)}$

[0177] a workload Ws -- above W1 and W2, and total of W3 -- a part for "-- " -- per -- finally it is expressed with a degree type from being converted and obtained.

$Ws = (W1 + W2 + W3) \times 10^{-7} \times 60 / tp$ [a part for J/] -- (176)

The semantics which displays a cardiac work which was explained above in addition to the highest-blood-pressure value in an aortic root, a lowest-blood-pressure value, and the myocardium load characteristic WP is as follows.

[0178] It also becomes possible to offer a useful index different from the highest-blood-pressure value of an aortic root, the minimum blood value value, or the myocardium load characteristic WP as an index showing the burden of the heart by calculating the cardiac work mentioned above based on the aortic pressure wave. Here, suppose that an example is given and explained below about the meaning by computing a cardiac work.

[0179] The case where medicate a patient with a hypotensor and hypertension is treated now is considered.

Usually, if medicine is effective, change appears in the highest-blood-pressure value and lowest-blood-pressure value which are measured in the radial-artery section, and medicinal effectiveness can be checked. However, even if it is the case where change is not looked at by a highest-blood-pressure value and the lowest-blood-pressure value, medicine is effective in fact and the load of the heart itself may be light. This is because the blood pressure in the radial-artery section does not necessarily need to fall that what is necessary is just to make the load of the heart small by somewhere in arterial systems as a role of a hypotensor.

[0180] Thus, even if it is the case where a change remarkable in the blood-pressure value in the peripheral section of arterial systems, such as the radial-artery section, is not seen, it becomes possible to get to know the burden of the true heart by computing the cardiac work calculated from the blood-pressure wave of an aortic root. By the way, although change of such a burden of the heart can find out the blood-pressure wave of an aortic root by inquiring minutely, it can express a delicate wave-like change quantitatively by computing a cardiac work.

[0181] Therefore, it becomes possible by displaying this not only in quest of a highest-blood-pressure value or a lowest-blood-pressure value but in quest of the myocardium load characteristic WP and a cardiac work to evaluate a hypotensor therapy still more finely. The result of having computed the cardiac work about the 1st mentioned above to drawing 22 - Fig. 2424 thru/or each pulse wave configuration of the 3rd type is shown.

[0182] Although it faced computing the myocardium load characteristic WP in the 1st thru/or the 3rd operation gestalt beyond the 4th operation gestalt and was always based on aortic root blood pressure and the detected heart rate in the heart rate range by which the difference of peripheral section blood pressure and aortic root blood pressure can be disregarded, a **** 4 operation gestalt in the heart rate range which cannot replace with aortic root blood pressure and cannot disregard the difference of peripheral section blood pressure and aortic root blood pressure using peripheral section blood pressure, it is an operation gestalt for aiming at mitigation of data processing as a whole by using aortic root blood pressure.

[0183] If a heart rate generally increases, it is known that the difference of aortic root blood pressure and peripheral section blood pressure will become large. Then, in the **** 4 operation gestalt, when it asked for the myocardium load characteristic WP using peripheral section blood pressure (highest blood pressure) and the detected heart rate when the fluctuation range of a heart rate is predetermined criteria heart rate fluctuation

within the limits, and the fluctuation range of a heart rate turned into more than the criteria heart rate fluctuation range, we decided to ask for a myocardium load characteristic using aortic root blood pressure (highest blood pressure) and the detected heart rate.

[0184] More specifically, the heart rate fluctuation to the criteria heart rate which is a human heart rate (it has individual difference, of course) in a resting period is ± 10 [%] extent. It follows, for example, to the criteria heart rate of a resting period, actual heart rate fluctuation judges that it is possible for the difference of peripheral section blood pressure and aortic root blood pressure to be disregarded if it is under ± 10 [%], and computes the myocardium load characteristic WP by the degree type based on the peripheral section blood pressure P_{peri} and a heart rate HR.

When it becomes more than ± 15 [%] as which $WP = P_{\text{peri}} \times HR$ one side and actual heart rate fluctuation considered the measurement error margin to the criteria heart rate of a resting period, it will judge that the difference of peripheral section blood pressure and aortic root blood pressure cannot be disregarded, and the myocardium load characteristic WP will be computed by the degree type based on the aortic root blood pressure P_{cent} and a heart rate HR.

$WP = P_{\text{cent}} \times HR$ -- if actual heart rate fluctuation is under the predetermined range, since it will compute the myocardium load characteristic WP using peripheral section blood pressure to the criteria heart rate of a resting period by this according to the **** 4 operation gestalt, as compared with the case where a myocardium load characteristic is always computed using aortic root blood pressure, processing is simplified and it becomes possible to aim at improvement in processing speed.

[0185] Moreover, if actual heart rate fluctuation is more than the predetermined range, since it will compute the myocardium load characteristic WP using the aortic root blood pressure computed based on the hemodynamics parameter to the criteria heart rate of a resting period, it becomes possible to compute a more exact myocardium load characteristic as compared with the case where the myocardium load characteristic WP is computed using peripheral section blood pressure. Thus, according to the **** 4 operation gestalt, in spite of being able to simplify processing as a whole, it becomes possible to compute the always exact myocardium load characteristic WP.

[0186] In the 1st operation gestalt of the 5th operation gestalt above thru/or the 3rd operation gestalt, although considered as the configuration which always computes the myocardium load characteristic WP based on aortic root blood pressure and the detected heart rate to predetermined timing, when aortic root blood pressure is not considered to have changed not much, it is thought that it is not necessary to necessarily compute the myocardium load characteristic WP continuously.

[0187] Then, a **** 5 operation gestalt is an operation gestalt for reducing the amount of data processing by holding and displaying the myocardium load characteristic WP for which it asked last time, without newly computing the myocardium load characteristic WP only when aortic root blood pressure is considered to have changed a lot, and computing the myocardium load characteristic WP when aortic root blood pressure is not considered to have changed not much.

[0188] By the way, in order to compute aortic root blood pressure, in advance of it, a hemodynamics parameter needs to be computed. In this case, when the change (rate of change) to the hemodynamics parameter for which the last time (or before multiple times) of the hemodynamics parameter for which it asked this time was asked is small, it is thought that change (rate of change) which receives the aortic root blood pressure which will be obtained with the hemodynamics parameter for which the last time of the aortic root blood pressure which will be obtained with the hemodynamics parameter for which it asked this time was asked is also small.

[0189] Then, in a **** 5 operation gestalt, the hemodynamics parameter for which it asked this time is compared with the hemodynamics parameter for which it asked last time, when the rate of change of each hemodynamics parameter is under criteria rate of change defined beforehand, calculation of aortic root blood pressure, as a result the myocardium load characteristic for which last time (or before multiple times) was asked, without computing the myocardium load characteristic WP are held, and a display is continued.

[0190] Moreover, the hemodynamics parameter for which it asked this time is compared with the hemodynamics parameter for which it asked last time, and in being more than the criteria rate of change that the rate of change of each hemodynamics parameter defined beforehand, based on the hemodynamics parameter for which it asked this time, it computes the myocardium load characteristic WP in the calculation list of aortic root blood pressure.

[0191] The hemodynamics parameter for which it asked this time is more specifically compared with the hemodynamics parameter for which last time (or before multiple times) was asked, and when the rate of change of each hemodynamics parameter is more than $\ast\ast 5$ [%], the myocardium load characteristic WP based on calculation of aortic root blood pressure and this computed aortic root blood pressure is computed.

[0192] On the other hand, when the rate of change of each hemodynamics parameter is under $\ast\ast 5$ [%], calculation of aortic root blood pressure and the myocardium load characteristic WP are not computed, but the myocardium load characteristic for which last time (or before multiple times) was asked is held, and a display is continued. Consequently, according to the $\ast\ast\ast\ast 5$ operation gestalt, it becomes unnecessary to perform an unnecessary operation, the amount of data processing is reduced, processing is simplified, and it becomes possible to aim at improvement in overall processing speed.

[0193] Modification this invention of an operation gestalt is not limited to the operation gestalt mentioned above, and various deformation is possible for it as follows. For example, the gestalt which asks for a hemodynamics parameter is also considered, without measuring stroke volume SV. That is, according to this operation gestalt, it is based only on the wave of the radial-artery pulse wave measured from the test subject as making the inductance L of the hemodynamics parameters into a fixed value, and they are other hemodynamics Para. The value of meter is computed. If it does in this way, it will become possible to omit, as the stroke volume measuring instrument 2 needed in the configuration of drawing 1 is shown in drawing 15. Therefore, the mode of the measurement in this operation gestalt has the unnecessary cuff band S1 needed by drawing 2, as shown in drawing 16.

[0194] By the way, if the value of an inductance L is fixed in this way, the precision of the hemodynamics parameter obtained will fall as compared with the approach using the surveyed stroke volume. Then, in order to compensate this point, as shown in drawing 17, radial-artery wave (measurement wave) W1 obtained by measurement and radial-artery wave (count wave) W2 which were obtained by count are displayed on an output unit 6 in piles. And first, the value of an inductance L is set as the above-mentioned fixed value, count wave W2 are calculated, this wave is displayed on an output unit 6, and extent of the coincidence of a wave with measurement wave W1 is seen. Next, a diagnostic person decides a suitable different value from the above-mentioned fixed value as an inductance L, and looks at extent of coincidence with measurement wave W1 on an output unit 6 in quest of count wave W2 again. And a diagnostic person decides some values of an inductance L suitably like the above, and count wave W2 are henceforth calculated about the value of each inductance L, and it compares each of count wave W2 with measurement wave W1 on an output unit 6. And one wave which is best [in these count wave W2 / as measurement wave W1] in agreement is chosen, and the value of the inductance L at that time is determined as an optimum value.

[0195] In addition, it is possible to use a trapezoidal wave instead of the triangular wave mentioned above as a model of the pressure wave form of an aortic root. If it does in this way, since it will become a near wave with an actual pressure wave form compared with the case where it approximates by the triangular wave, a still more exact hemodynamics parameter is computable.

[0196] Moreover, the measurement part of a pulse wave or stroke volume may not be restricted to the location shown in drawing 2 R> 2 or drawing 16, and may be what kind of part of a test subject's body. That is, although considered as the measurement mode which made a test subject's overarm section equip with the cuff band S1 with the operation gestalt mentioned above, considering a test subject's convenience, it can be said that the gestalt which does not use a cuff band is desirable.

[0197] The gestalt which measures the both sides of a radial-artery wave and stroke volume in a wrist as the example can be considered. As shown in drawing 18, while equipping the belt 13 of a wrist watch 11 with the sensor 12 which consists of a sensor for blood pressure measurement, and a sensor for stroke volume measurement as this kind of an example of a configuration, the configuration in which components 10 other than sensor 12 were made to build in the body part of a wrist watch 11 among pulse wave analysis equipment can be considered. And as shown in drawing, the sensor 12 is attached in the belt 13 by the fixture 14 free [sliding], and a sensor 12 is pressed by the moderate pressure to the radial-artery section because a test subject inserts a wrist watch 11 in a wrist.

[0198] Moreover, the gestalt which measures a pulse wave and stroke volume in a finger is also considered, and the example of a configuration of the equipment by this gestalt is shown in drawing 19. As shown in this drawing, while attaching in the root of a finger (the example of this drawing index finger) the sensor 22 which

consists of a sensor for blood pressure measurement, and a sensor for stroke volume measurement, components 10 other than sensor 22 are made to build in a wrist watch 21 among pulse wave analysis equipment, and it has connected with the sensor 22 through lead wire 23 and 23.

[0199] Furthermore, by combining these two measurement gestalten, while measuring stroke volume in the gestalt and finger which measure a pulse wave in a finger while measuring stroke volume in a wrist, it becomes possible to realize the gestalt which measures a radial-artery wave in a wrist.

[0200] And a test subject does not need to roll up an arm by considering as these configurations [like] without a cuff band, and a test subject's burden is mitigated in measurement. On the other hand, the configuration shown in drawing 20 as a gestalt only using a cuff band can be considered. As shown in this drawing, it turns out the sensor 32 which consists of a sensor for blood pressure measurement, and a sensor for stroke volume measurement, and that it has simple composition even if it is making it fix to a test subject's overarm section and compares components 10 other than sensor 32 with drawing 2 with a cuff band among pulse wave analysis equipment.

[0201] Moreover, in the above-mentioned operation gestalt, although [in computing a hemodynamics parameter] a pulse wave is used, it cannot be overemphasized that it is possible for it not to be limited to this and to use other living bodies' condition. Although considered as the configuration which computes a myocardium load characteristic in the above operation gestalt based on the aortic root blood pressure based on the computed hemodynamics parameter, and the detected heart rate If the estimate of a living body's aortic root blood pressure is computed based on the pattern of pulse wave of living body's peripheral section blood pressure or a living body's peripheral section, it is possible not to ask how of the calculation approach but to compute a myocardium load characteristic based on the estimate and the detected heart rate of aortic root blood pressure similarly.

[0202] For example, it is also possible to constitute so that it may replace with the aortic root blood pressure computed based on the hemodynamics parameter, the estimate of a living body's aortic root blood pressure may be computed based on predetermined transfer functions for which it asked beforehand, such as GTF (General Transfer Function), from the pattern of pulse wave of a living body's peripheral section and a myocardium load characteristic may be computed based on the estimate and the detected heart rate of this computed aortic root blood pressure. In this case, as a predetermined transfer function, not only a general transfer function applicable to everybody but the thing for which the transfer function which added amendment of a proper to the specific living body is used is possible.

[0203] Since a myocardium load characteristic is computed based on the estimate and the detected heart rate of the aortic root blood pressure based on the computed hemodynamics parameter according to the effectiveness book operation gestalt of an operation gestalt, as compared with the case where a myocardium load characteristic is computed using peripheral section blood pressure, it becomes possible to compute the optimal myocardium load characteristic under more extensive conditions.

[0204] Moreover, since a myocardium load characteristic is computed based on aortic root blood pressure and the detected heart rate when the rate of change of a heart rate is more than criteria heart rate rate of change, as compared with the configuration which always computes a myocardium load characteristic based on aortic root blood pressure and the detected heart rate, processing can be simplified more and improvement in the speed of processing can be attained.

[0205] When the rate of change of a heart rate is furthermore under criteria heart rate rate of change, in spite of being able to obtain an exact myocardium load characteristic according to the configuration which computes a myocardium load characteristic based on peripheral section blood pressure and the detected heart rate, it becomes possible to simplify processing. Since a myocardium load characteristic does not perform data processing superfluously in the condition of seldom changing according to the configuration which computes a myocardium load characteristic based on aortic root blood pressure and the detected heart rate when it is more than the parameter criteria rate of change that the rate of change to the criteria hemodynamics parameter of the computed hemodynamics parameter set up beforehand further again, simplification of processing can be attained.

[0206] Moreover, when the rate of change of a hemodynamics parameter is under criteria parameter rate of change, in spite of being able to obtain an exact myocardium load characteristic according to the configuration which computes a myocardium load characteristic based on peripheral section blood pressure and the detected

• 25 •

heart rate, it becomes possible to simplify processing. Furthermore based on the pattern of pulse wave of living body's peripheral section blood pressure or a living body's peripheral section, the estimate of a living body's aortic root blood pressure is computed, and a living body's heart rate is detected, and according to the configuration which computes a myocardium load characteristic based on the estimate and the detected heart rate of aortic root blood pressure, it becomes possible simple, accuracy, and to compute a myocardium load characteristic quickly.

[0207] Based on the pattern of pulse wave and the predetermined transfer function of the peripheral section of a living body, the estimate of a living body's aortic root blood pressure is computed, and a living body's heart rate is detected further again, and according to the configuration which computes a myocardium load characteristic based on aortic root blood pressure and the detected heart rate, it becomes possible simple, accuracy, and to compute a myocardium load characteristic quickly.

[0208]

[Effect of the Invention] Since according to this invention it can face computing a hemodynamics parameter, an equipment configuration -- an electrocardiograph becomes unnecessary by using the ventriclus-sinister pressurization time amount which computed between said outline ejection phases as initial value -- can be simplified, it can depend reflecting a test subject's hemodynamics and an exact hemodynamics parameter can be computed, based on the obtained hemodynamics parameter, the estimate of a living body's aortic root blood pressure can be computed more correctly.

[0209] Moreover, since the estimate of a living body's aortic root blood pressure is computed, a living body's heart rate is detected based on the pattern of pulse wave of living body's peripheral section blood pressure or a living body's peripheral section and a myocardium load characteristic is computed based on the estimate and the detected heart rate of aortic root blood pressure, it becomes possible simple, accuracy, and to compute a myocardium load characteristic quickly.

[0210] Moreover, since the estimate of a living body's aortic root blood pressure is computed based on the pattern of pulse wave and the predetermined transfer function of the peripheral section of a living body, a living body's heart rate is detected and a myocardium load characteristic is computed based on aortic root blood pressure and the detected heart rate, it becomes possible simple, accuracy, and to compute a myocardium load characteristic quickly.

[0211] Furthermore, since a myocardium load characteristic is computed based on the heart rate detected from the heart rate separately detected with aortic root blood pressure, an electrocardiogram, etc. based on the computed hemodynamics parameter, or the pattern of pulse wave, as compared with the case where a myocardium load characteristic is computed using peripheral section blood pressure, it becomes possible to compute the optimal myocardium load characteristic under more extensive conditions.

[0212] Moreover, since a myocardium load characteristic calculation means computes a myocardium load characteristic based on aortic root blood pressure and the detected heart rate when the rate of change of a heart rate is more than criteria heart rate rate of change, as compared with the configuration which always computes a myocardium load characteristic based on aortic root blood pressure and the detected heart rate, it can simplify processing more and can attain improvement in the speed of processing.

[0213] Since a myocardium load characteristic calculation means computes a myocardium load characteristic based on peripheral section blood pressure and the detected heart rate when the rate of change of a heart rate is under criteria heart rate rate of change, although it can obtain an exact myocardium load characteristic, it becomes possible [simplifying processing] further again.

[0214] Moreover, since a myocardium load characteristic calculation means does not perform data processing superfluously in the condition that a myocardium load characteristic seldom changes since a myocardium load characteristic is computed based on aortic root blood pressure and the detected heart rate when it is more than the parameter criteria rate of change that the rate of change to the criteria hemodynamics parameter of the computed hemodynamics parameter set up beforehand, it can attain simplification of processing.

[0215] Furthermore, since a myocardium load characteristic calculation means computes a myocardium load characteristic based on peripheral section blood pressure and the detected heart rate when the rate of change of a hemodynamics parameter is under criteria parameter rate of change, although it can obtain an exact myocardium load characteristic, it becomes possible [simplifying processing].

• 8 •

[Translation done.]

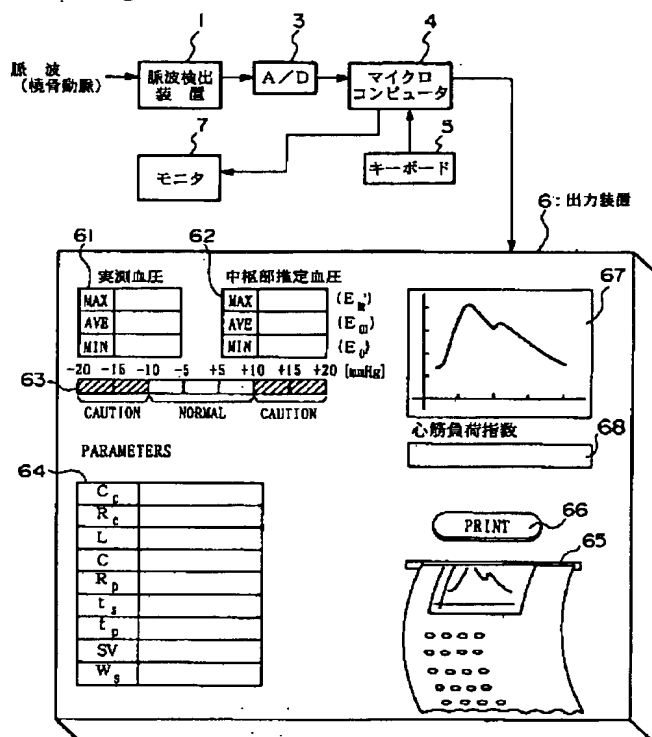
* NOTICES *

JPO and NCIPI are not responsible for any damages caused by the use of this translation.

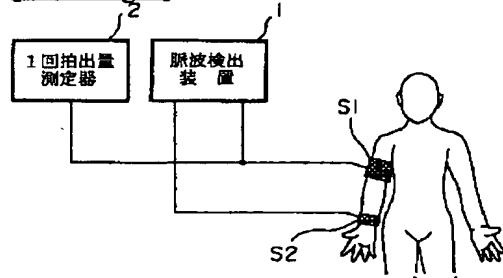
1. This document has been translated by computer. So the translation may not reflect the original precisely.
2. **** shows the word which can not be translated.
3. In the drawings, any words are not translated.

DRAWINGS

[Drawing 1]

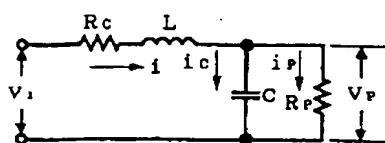


[Drawing 2]



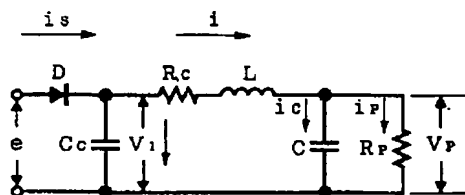
[Drawing 3]

(a)



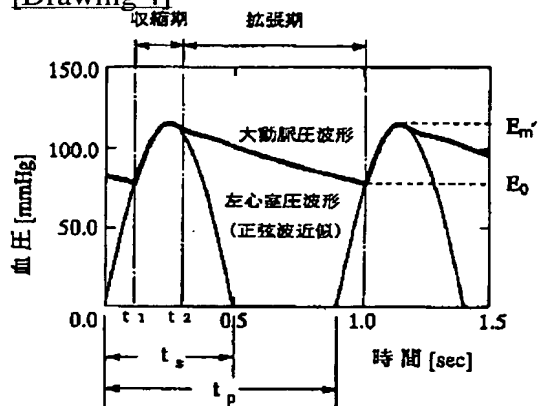
V_1 : 大動脈圧
 V_P : 桡骨動脈圧

(b)

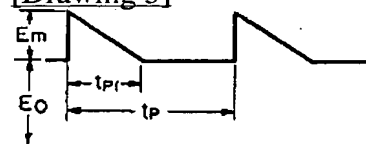


e : 左心室圧
 V_1 : 大動脈圧
 V_P : 桡骨動脈圧

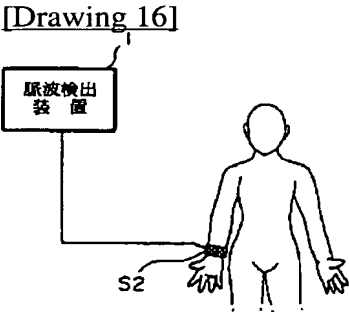
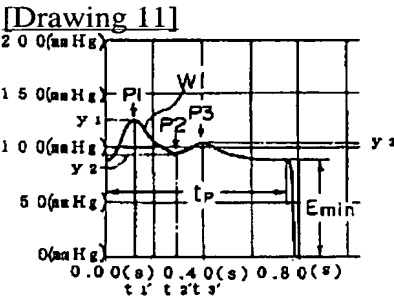
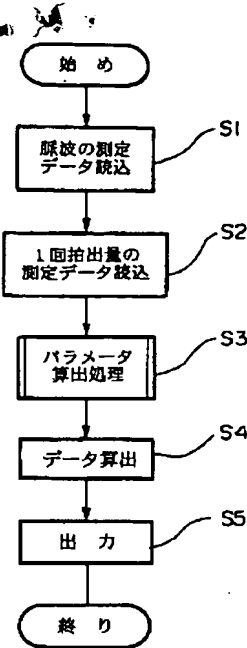
[Drawing 4]



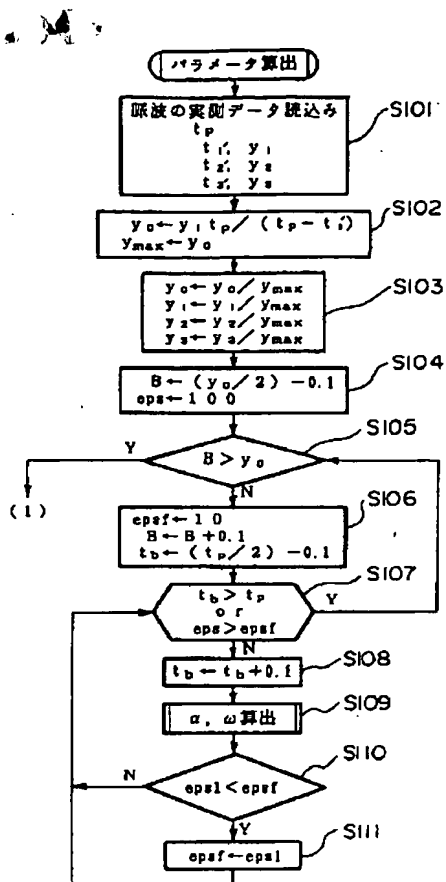
[Drawing 5]



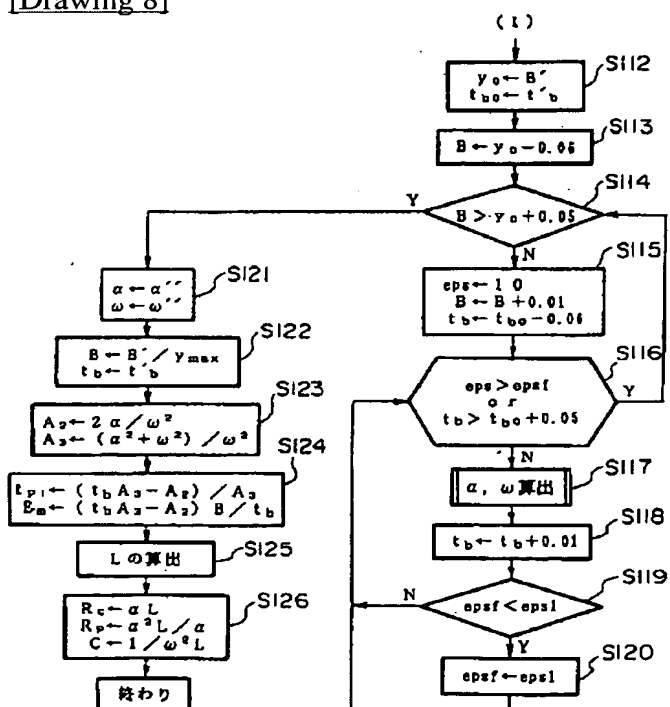
[Drawing 6]



[Drawing 7]

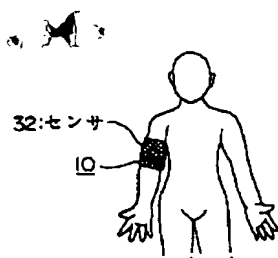


[Drawing 8]

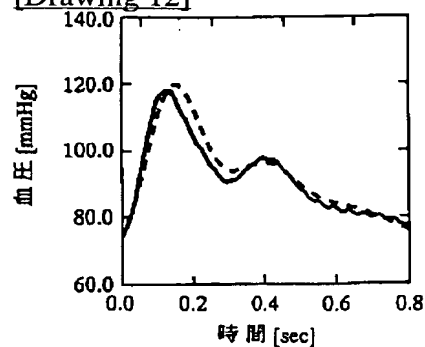


[Drawing 9]



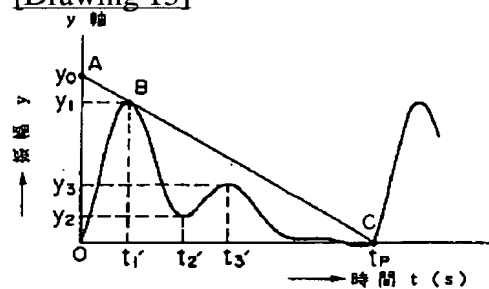


[Drawing 12]

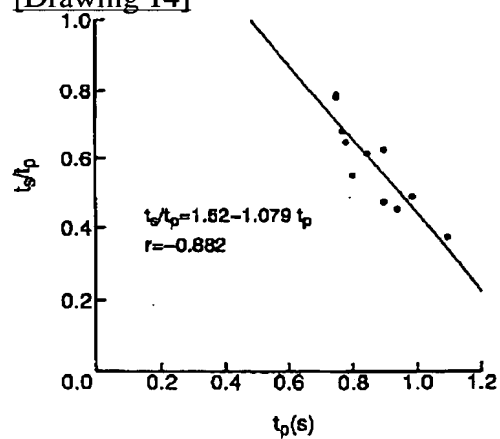


実線: 橈骨動脈の実測波形 (加算平均)
点線: 計算波形

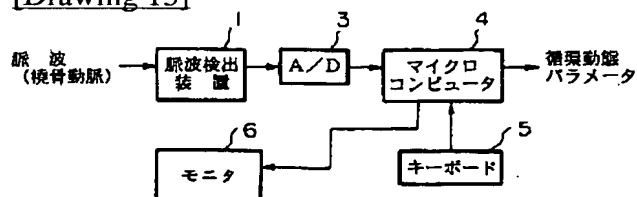
[Drawing 13]



[Drawing 14]

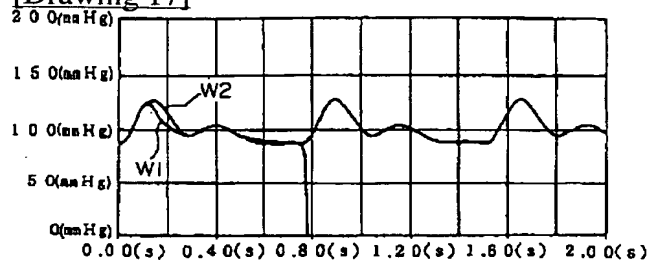


[Drawing 15]

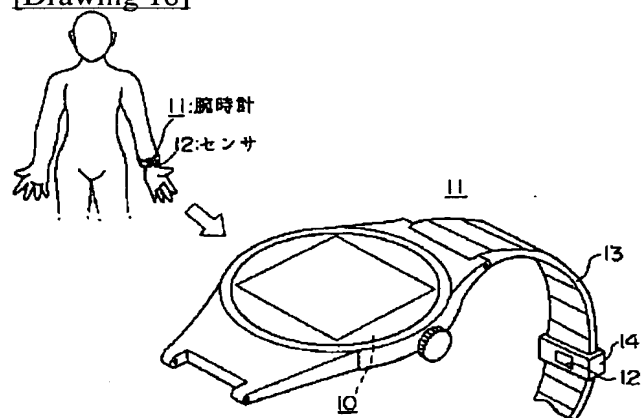




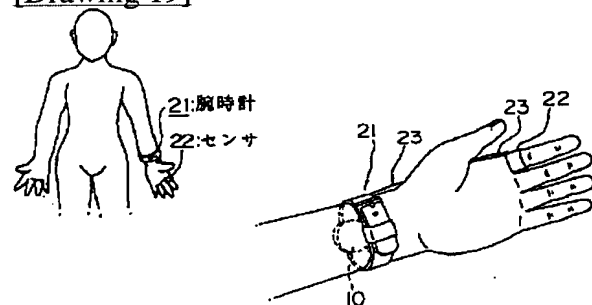
[Drawing 17]



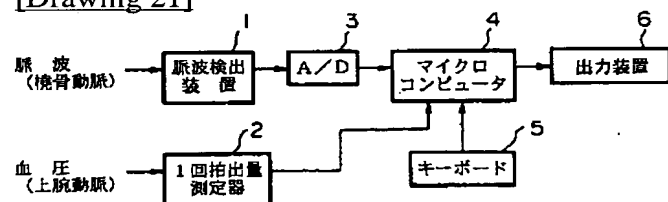
[Drawing 18]



[Drawing 19]



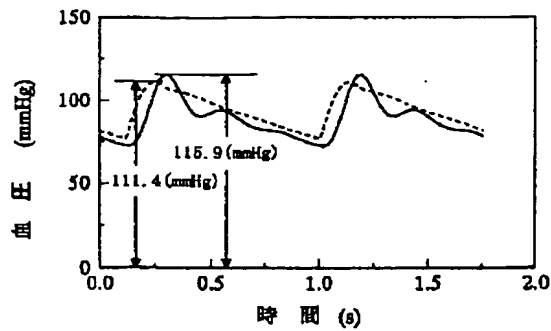
[Drawing 21]



[Drawing 22]



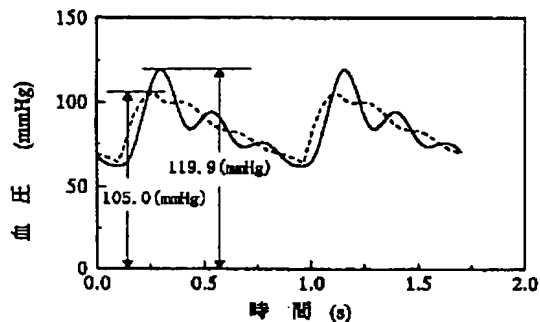
$R_c = 88.588 \text{ (dyn. s/cm}^5\text{)}$ $C_c = 12.066 \times 10^{-4} \text{ (cm}^5\text{/dyn)}$
 $R_D = 1453.953 \text{ (dyn. s/cm}^5\text{)}$ $C = 1.207 \times 10^{-4} \text{ (cm}^5\text{/dyn)}$
 $L = 15.542 \text{ (dyn. s}^2\text{/cm}^5\text{)}$ $SV = 72.0 \text{ (cc/beat)}$
 $W_a = 65.3 \text{ (J/min)}$



実線：橈骨動脈圧波形 (72.7/115.9mmHg)
 点線：大動脈圧波形 (76.8/111.4mmHg)

[Drawing 23]

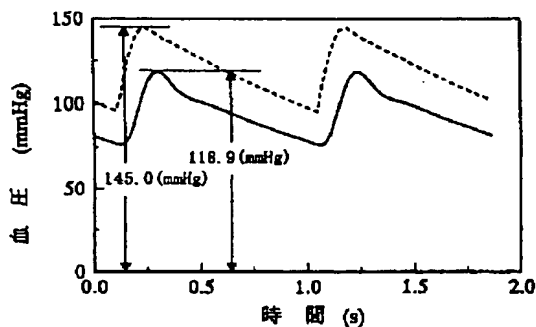
$R_c = 28.103 \text{ (dyn. s/cm}^5\text{)}$ $C_c = 8.00 \times 10^{-4} \text{ (cm}^5\text{/dyn)}$
 $R_D = 1259.615 \text{ (dyn. s/cm}^5\text{)}$ $C = 2.335 \times 10^{-4} \text{ (cm}^5\text{/dyn)}$
 $L = 8.266 \text{ (dyn. s}^2\text{/cm}^5\text{)}$ $SV = 75.8 \text{ (cc/beat)}$
 $W_a = 70.2 \text{ (J/min)}$



実線：橈骨動脈圧波形 (62.3/119.9mmHg)
 点線：大動脈圧波形 (64.0/105.0mmHg)

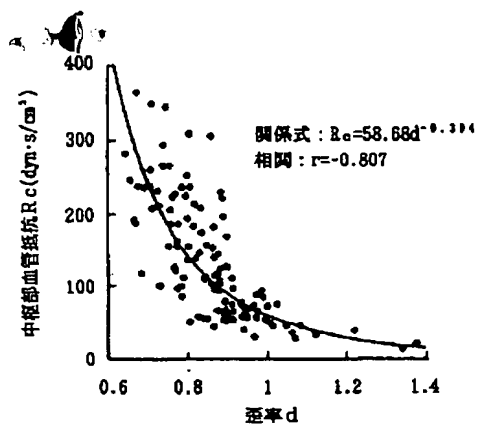
[Drawing 24]

$R_c = 401.054 \text{ (dyn. s/cm}^5\text{)}$ $C_c = 10.000 \times 10^{-4} \text{ (cm}^5\text{/dyn)}$
 $R_D = 1500.594 \text{ (dyn. s/cm}^5\text{)}$ $C = 0.639 \times 10^{-4} \text{ (cm}^5\text{/dyn)}$
 $L = 30.410 \text{ (dyn. s}^2\text{/cm}^5\text{)}$ $SV = 79.0 \text{ (cc/beat)}$
 $W_a = 83.5 \text{ (J/min)}$

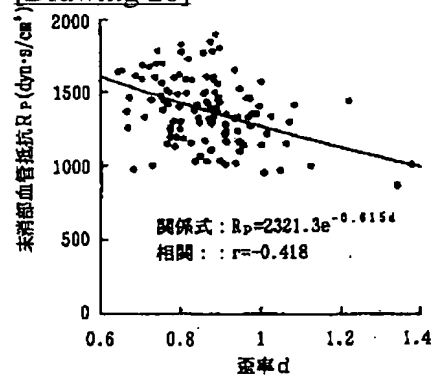


実線：橈骨動脈圧波形 (76.7/118.9mmHg)
 点線：大動脈圧波形 (95.9/145.0mmHg)

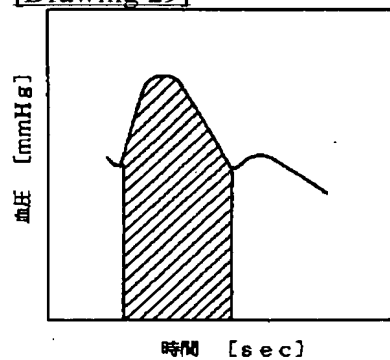
[Drawing 25]



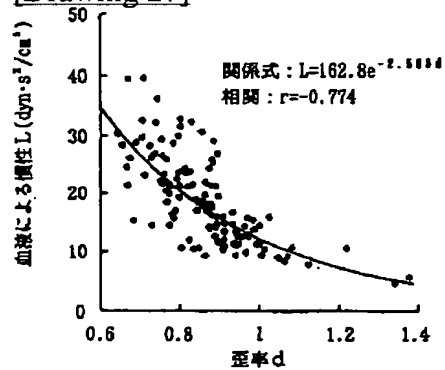
[Drawing 26]



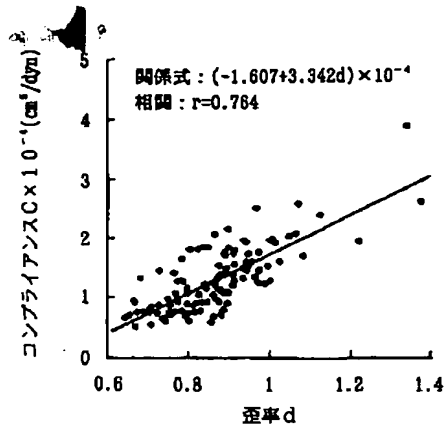
[Drawing 29]



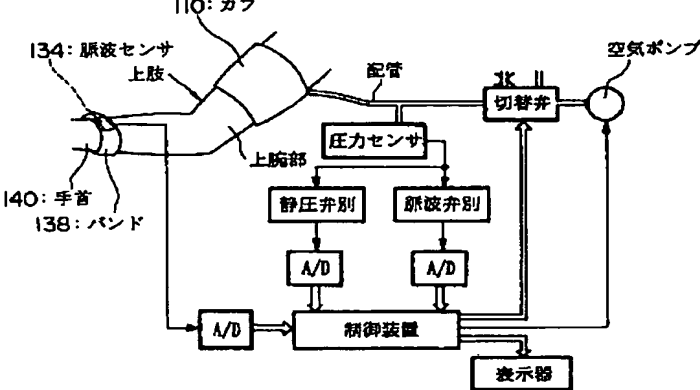
[Drawing 27]



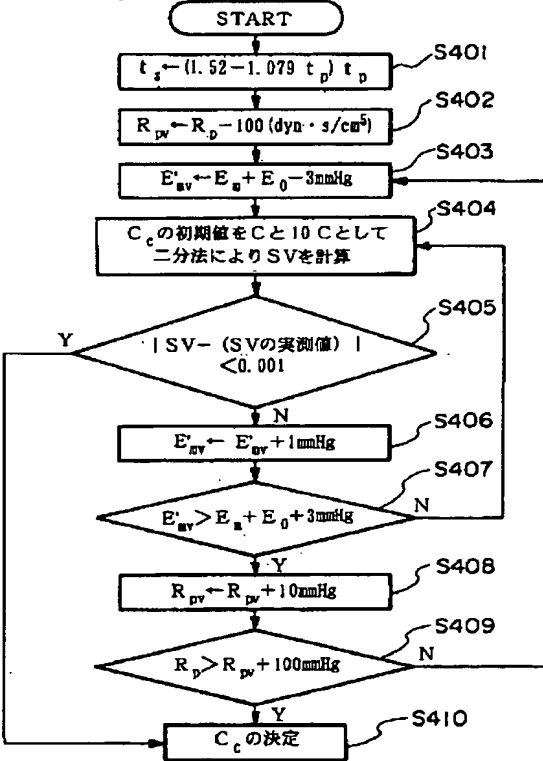
[Drawing 28]



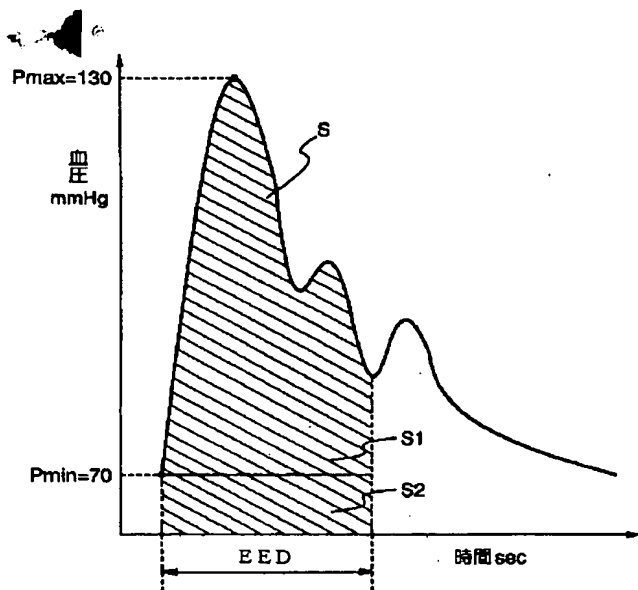
[Drawing 30]



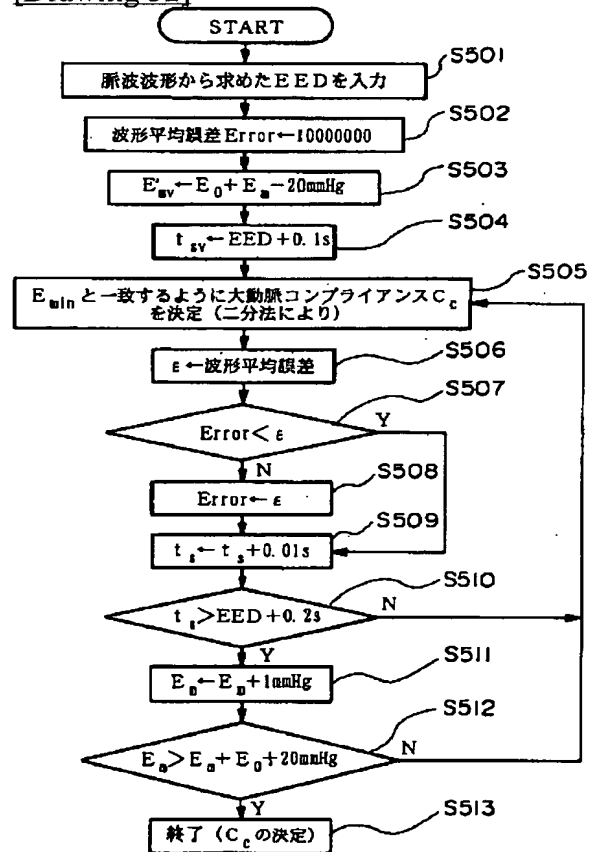
[Drawing 31]



[Drawing 33]



[Drawing 32]



[Translation done.]

**This Page is Inserted by IFW Indexing and Scanning
Operations and is not part of the Official Record**

BEST AVAILABLE IMAGES

Defective images within this document are accurate representations of the original documents submitted by the applicant.

Defects in the images include but are not limited to the items checked:

- ☐ BLACK BORDERS
- ☐ IMAGE CUT OFF AT TOP, BOTTOM OR SIDES
- ☒ FADED TEXT OR DRAWING
- ☐ BLURRED OR ILLEGIBLE TEXT OR DRAWING
- ☐ SKEWED/SLANTED IMAGES
- ☐ COLOR OR BLACK AND WHITE PHOTOGRAPHS
- ☐ GRAY SCALE DOCUMENTS
- ☐ LINES OR MARKS ON ORIGINAL DOCUMENT
- ☐ REFERENCE(S) OR EXHIBIT(S) SUBMITTED ARE POOR QUALITY
- ☐ OTHER: _____

IMAGES ARE BEST AVAILABLE COPY.

As rescanning these documents will not correct the image problems checked, please do not report these problems to the IFW Image Problem Mailbox.